



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN BRAZO ROBOT PARA DISCAPACITADOS

AUTOR: JAVIER MARTÍNEZ BEA

TUTOR: RANKO ZOTOVIC STANISIC

Curso Académico: 2015-16

Agradecer a mi tutor, el profesor **Ranko Zotovic Stanisic** la oportunidad de participar en este proyecto y su confianza en mí. Sin él no existiría este TFG. GRACIAS

Gracias también al profesor **Santiago Gutiérrez Rubert** por sus consejos.

A mis padres, sin los cuales no hubiese llegado a terminar la carrera, a mi hermano por creer en mí y a la gente de Bellas Artes por estar siempre ahí.

RESUMEN.

La estructura de este TFG abarca, desde su justificación, su objetivo, “*Diseño de un brazo robot para discapacitados*” (paciente con el síndrome de flail arm) que este paciente pueda usar para realizar las funciones más básicas de su vida diaria, hasta los costes del mismo, desarrollándose, además, los siguientes puntos:

- Definición del concepto de exoesqueleto, robot, autómatas, prótesis, ortesis y su historia y aplicación, así como el estado del arte. Análisis bibliográfico y búsqueda de un diseño similar al proyectado en este TFG.
- Breve estudio anatómico de la extremidad superior, el movimiento de las articulaciones, conceptos de ergonomía, cinemática y de grados de libertad (GDL), biomecánica y por último, nociones de antropometría, para conocer las medidas de las distintas partes de la extremidad superior para poder dimensionar las distintas partes de dicho brazo robot.
- Diseño del brazo robot, con explicación de las características de sus elementos internos, motores, servomotores, etc. Primeros diseños y viabilidad de sus distintos elementos o partes, como muñeca, antebrazo, brazo y hombro. Primer prototipo, estudio de los problemas que este diseño puede presentar. Cálculos, tanto manuales y como virtuales que justifiquen la bonanza del diseño.
- Justificación Se justifica el método elegido: la impresión 3D, la técnica de impresión, el material, ABS y el proceso de impresión de las distintas piezas, con todos sus condicionantes.
- Conclusiones desde los planteamientos iniciales del TFG hasta el resultado final.
- Análisis de los costes totales del brazo robot, tanto en términos de diseño, utilización de equipos y materiales.

Palabras clave: flail arm, brazo robot, discapacitado, exoesqueleto, robot, autómatas, prótesis, ortesis, ergonomía, biomecánica, antropometría, grado de libertad.





ABSTRAC.

This DFP's structure is about, since it's justification and objective, "Design of a robotic arm for disabled people" (patient with flail arm syndrome) so this patient can do his basic daily routines, to its development and production costs, treating the following aspects:

- Definition of exoskeleton, robot, automaton, prosthesis, orthotics, its history, application, and its state of art. Bibliografic analisys and a research for similar designs.
- Brief anatomical study of the upper extremity, joints movements, concepts of ergonomics, kinematics and degrees of freedom (DOF), biomechanic and notions of anthropometry, to know the measurements of the different parts of the upper extremity to gauge the different parts of the robotic arm.
- Design of the robotic arm, explaining the characteristics of its internal components, motors, servomotors, etc. First designs and feasibility of the diverse elements or parts such as wrist, forearm, arm and shoulder. First prototype, study of the problems that this design can present. Calculations, both manual and virtual to justify the design's functionality.
- The chosen method is justified: 3D printing, printing technique, material and the printing process of the different parts, with all its variables.
- Conclusions since its first approaches until the DOF's final result.
- Analysis of the total costs of the robotic arm, both in terms of design, use of equipment and materials.

Keywords: flail arm, robotic arm, disabled, exoskeleton, robot, automaton, prosthetics, orthotics, ergonomics, biomechanics, anthropometry, degree of freedom.





DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

Documento 1.- Memoria.

Documento 2.- Presupuesto.

Documento 3.- Planos.

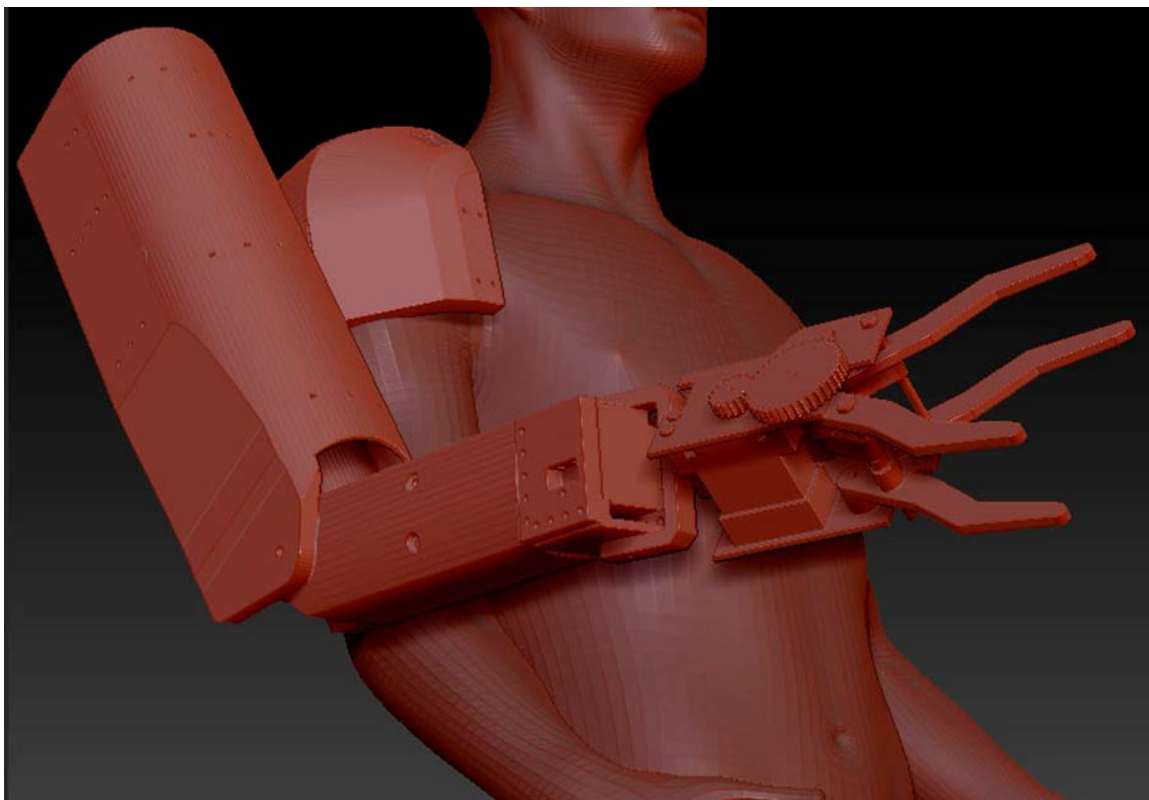


UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES



Documento 1

MEMORIA

DISEÑO EN IMPLEMENTACIÓN DE UN BRAZO ROBOT PORTABLE PARA DISCAPACITADOS

Alumno: Javier Martínez Bea

Profesor: Ranko Zotovic Stanisic

INDICE DE LA MEMORIA

FIGURAS.....	IV
TABLAS.....	VII
ABREVIATURAS.....	VIII
BIBLIOGRAFÍA.....	IX
1.- OBJETIVO Y MOTIVACIÓN DEL TFG.....	1
1.1. Justificación del TFG.....	1
1.2. Objetivo del TFG.	1
1.3. Destinatario del proyecto.....	2
2. EXOESQUELETOS, AUTÓMATAS Y ROBOTS.....	3
2.1. Introducción.	3
2.2. Exoesqueletos.....	3
2.2.1. Antecedentes de los exoesqueletos diseñados para el ser humano.	4
2.3. Autómatas.....	4
2.4. Robots.	5
2.4.1. Manipuladores teleoperados/robots.....	6
2.5. Robots, exoesqueletos y medicina.	8
2.5.1. Prótesis y ortesis.....	8
2.5.2. Ortopedia versus Exoesqueletos.....	10
3. ESTADO DEL ARTE.....	13
3.1. ARMin.....	13
3.1.1. ChARMin.....	13
3.2. Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression (WOTAS).....	14
3.3. Motorized Upper Limb Orthotic System (MULOS).	14
3.4. Functional upper arm orthosis.	15
3.5. Prótesis y ortesis comercializadas.	15
3.5.1. X-Ar Exoskeleton Arm Support.....	15
3.5.2. PowerGrip Assisted Grasp Orthosis.....	16
3.5.3. Wilmington Robotic EXoskeleton Arm WRex.....	16
4. LA EXTREMIDAD SUPERIOR.....	17
4.1. Introducción.	17
4.2. Anatomía de la extremidad superior.....	17
4.2.1. Movimientos de las articulaciones.....	17
4.2.2. Las articulaciones.....	20
4.2.1.1. Articulación del hombro.....	21
4.2.1.2. Articulación del codo.....	21
4.2.1.3. Articulación de la muñeca.....	22

4.3. Ergonomía y cinemática del brazo. GDL.....	22
4.3.1. Grados de libertad del aparato superior.	23
4.4. Biomecánica.	24
4.5. Nociones de antropometría.	25
4.5.1. Longitudes del miembro superior.	26
4.5.1.1. Definiciones	26
4.5.1.2. Medidas.	28
5. DISEÑO DEL BRAZO ROBOT.	29
5.1. Consideraciones previas.....	29
5.2. Mecanismos del brazo.	31
5.2.1. Motores eléctricos.	31
5.2.1.1. Servomotor.	31
5.2.1.2. Motores.	32
5.2.1.3. Harmonic Drive.	33
5.2.2. Acoplamientos flexibles.	34
5.2.3. Engranajes.	34
5.2.4. Situación de los mecanismos.	35
5.3. Diseño conceptual.	36
5.3.1. Diseño de la pinza.	36
5.3.1.1. Pinza accionada con servomotor a través de un tornillo sin fin.	36
5.3.1.2. Pinza accionada con servomotor a través de cables.	36
5.3.1.3. Pinza accionada con servomotor a través de engranajes.	37
5.3.1.4. Selección del diseño final de la pinza para brazo robot.	38
5.3.2. Diseño del brazo.	38
5.3.2.1. Antebrazo/muñeca.	38
5.3.2.2. Bíceps y tríceps.	39
5.3.2.3. Hombro.	39
5.4. Diseño de detalle.	40
5.4.1. Pinza.	40
5.4.2. Pasador de la muñeca.	42
5.4.3. Muñeca.	42
5.4.4. Antebrazo.	43
5.4.5. Bíceps.	45
5.4.6. Tríceps.	46
5.4.7. Hombro.	48
5.5. Cálculos.	49
5.5.1. Cálculos de diseño.	49
5.5.1.1. Eslabón de unión de los dedos.	49
5.5.1.2. Guía de apoyo.	50
5.5.1.3. Momento torsor de la pinza.	50
5.5.1.4. Cálculo de los engranajes de la pinza.	52
5.5.1.5. Cálculo de los engranajes del codo.	54
5.5.1.6. Cálculo del eje del codo.	56
5.5.1.7. Cálculo de los engranajes del hombro.	58
5.5.1.8. Cálculo del eje del hombro.	60
5.5.2. Cálculos justificativos.	61
5.5.2.1. Cálculos justificativos mediante análisis virtual para los dedos de la pinza.	63
5.5.2.2. Cálculos justificativos mediante análisis virtual para el pasador de la muñeca.	64
5.5.2.3. Cálculo justificativo mediante análisis virtual del antebrazo.	65
5.5.2.4. Cálculo justificativo mediante análisis virtual del bíceps y el tríceps.	66

5.5.2.5. Cálculo justificativo mediante análisis virtual del hombro.	68
6. FABRICACIÓN DEL BRAZO ROBOT.	70
6.1. Justificación del método.	70
6.2. Método de impresión de las piezas.	71
6.2.1. Impresión Pinza.	72
6.2.2. Impresión de la muñeca.	73
6.2.3. Impresión del Antebrazo.....	73
6.2.3. Impresión del Bíceps.	74
6.2.4. Impresión del Tríceps.....	74
6.2.5. Impresión del hombro.	75
6.3. Control de calidad de las piezas.....	76
7. MONTAJE DEL BRAZO ROBOT.	78
7.1. Prueba del brazo robot.	79
7.1.1. Apertura y cierre de la pinza.....	79
7.1.2. Giro de la muñeca.....	79
7.1.3. Movimiento de flexión/extensión del antebrazo y brazo.	80
7.1.4. Rotación del brazo robot.	80
8. CONCLUSIONES FINALES DEL PROYECTO.	81

Nota.- Para mayor practicidad se han acortado las direcciones URL mediante el programa <https://goo.gl> de Google, apareciendo los enlaces como <http://goo.gl/xxxxxx>

FIGURAS.

Fig. 1. Paciente con síndrome de flain arm. Recuperado de http://goo.gl/iqgMos	2
Fig. 2. Artrópodo, recuperado de http://goo.gl/xrG6vQA	3
Fig. 3. Oplomocion, Recuperado de http://goo.gl/ckSmai	4
Fig. 4. Coraza “Paladín” Recuperado de https://goo.gl/LOvM3C	4
Fig. 5. Gallo de la Catedral de Estrasburgo. Recuperado de http://goo.gl/lh3AzZ :.....	4
Fig. 6. Hal 9000. Recuperado de http://goo.gl/nz3izK	5
Fig. 7. HAL. Recuperado de http://goo.gl/ACNdiW	5
Fig. 8. Clasificación de los manipuladores por tacto: de encuentro, de pared con conexión a tierra y conectado a exoesqueleto. Recuperado de (Schiele, 2008, pág. 4).....	6
Fig. 9. Primer manipular maestro-Esclavo mecánico. Recuperado de https://goo.gl/PcCmpo	6
Fig. 10. Unimate. Recuperado de https://goo.gl/ntyi5w	7
Fig. 11. IRb6. Recuperado de http://goo.gl/fDvcv3	7
Fig. 12. Robot SCARA, Recuperado de http://goo.gl/7nSWLz	7
Fig. 13. Símbolo de la ortopedia y la traumatología. Recuperado de http://goo.gl/iHZFI1	9
Fig. 14. Férula activa de codo con articulación. Recuperado de Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud, 2001, pág. 67.....	9
Fig. 15. Parámetros de la arquitectura muscular. Recuperado de Arnold y otros, 2013, pág. 2152.	10
Fig. 16. Prótesis “Dedo de El Cairo”. Recuperado de https://goo.gl/yTdPGZ	10
Fig. 17. Prótesis de mano de hierro. Recuperado de scienceblogs.com	11
Fig. 18. Ortesis recíprocante. Recuperado de http://goo.gl/UqkfsD	11
Fig. 19. Vista en perspectiva del exoesqueleto correspondiente a una mano extendida. Peña Pitarch, y otros, 2012, pág. 2.	12
Fig. 20. Posibilidades de adaptación del ARMin. Recuperado de http://goo.gl/S9P49l	13
Fig. 21. Primer diseño del prototipo de ChARMin, con cuatro GDL.....	14
Fig. 22. Figura Lateral WOTAS. Recuperado de Exoskeleton in Rehabilitation Robotcis, Rocon y Pons, 2011, pág. 76.	14
Fig. 23. Figura frontal WOTAS. Recuperado de Exoskeleton in Rehabilitation Robotcis, Rocon y Pons, 2011, pág. 76.	14
Fig. 24. MULOS. Recuperado de Jhonsony otros, 2001, pág. 281.	14
Fig. 25. X-Ar Exoskeleton Arm Support. Recuperado de http://www.equipoisinc.com , s.f.	15
Fig. 26. X-Ar Exoskeleton Arm Support. Recuperado de http://www.equipoisinc.com , s.f.	15
Fig. 27. PowerGrip Assisted Grasp Orthosis. Recuperada de http://goo.gl/Cu3t8Q	16
Fig. 28. PowerGrip Assisted Grasp Orthosis. Recuperada de http://goo.gl/Cu3t8Q	16
Fig. 29. WRex. Recuperado de www.theverge.com	16
Fig. 30. Extremidad superior. Recuperado de https://goo.gl/K0vPIS	17
Fig. 31. Articulaciones y huesos de la extremidad superior. Recuperado de https://goo.gl/duHkMA	17
Fig. 32. Ejes y planos del cuerpo humano. Recuperado de http://goo.gl/QWFiSS	18
Fig. 33. Flexión/extensión. Recuperado de http://goo.gl/l2gbKd	18
Fig. 34. Abducción/aducción. Recuperado de http://goo.gl/pvam9S	18
Fig. 35. Circunducción. Recuperado de https://goo.gl/K2z7t0	19
Fig. 36. Pronación/supinación. Recuperado de http://goo.gl/cnXXON	19
Fig. 37. Oposición. Recuperado de https://goo.gl/OrtO9E	19
Fig. 38. Reposición. Recuperado de http://goo.gl/mgVwF8	19
Fig. 39. Antepulsión/Retropulsión. Recuperado de https://goo.gl/V2BAOm	19
Fig. 40. Tipos de articulaciones. Recuperado de http://goo.gl/yE8FFb	20
Fig. 41. Complejo del hombro. Recuperado de Lippert, pág. 115.	21
Fig. 42. Movimientos del brazo y del antebrazo. Recuperado de García Avila, 2014, pág. 20.	21
Fig. 43. Movimientos de la muñeca. Recuperado de García Ávila, 2014, pág. 23.	22
Fig. 44. Brazo robot. Recuperado de https://goo.gl/xEplpM	23

Fig. 45. Analogía extremidad superior-brazo de robot. Recuperado de https://goo.gl/g658U1	24
Fig. 46. Variación de la fuerza del músculo en función de su longitud. Recuperado de Darby, pág. 35.	25
Fig. 47. Segmentos corporales (Posición anatómica). Recuperado de Lippert, pág. 4.....	26
Fig. 48. Curva de distribución Normal. Recuperado de Valero Cabello, pág. 6.	26
Fig. 49. Estatura.	27
Fig. 50. Altura de hombros.....	27
Fig. 51. Altura del codo	27
Fig. 52. Longitud hombro-codo	27
Fig. 53. Longitud codo-muñeca.....	28
Fig. 54. Longitud de la mano.....	28
Fig. 55. Flujograma con los criterios para el desarrollo de un brazo robot. Elaboración propia y de Frumento, y otros, 2010, pág. 33.	29
Fig. 56. Partes de un servomotor. Recuperado de http://goo.gl/mwLUm3	31
Fig. 57. Servomotor Tower Pro mod. MG958. Recuperado de http://goo.gl/Ms9eEP	32
Fig. 58. Servomotor Tower Pro mod. MG959. Recuperado de http://goo.gl/6FIC7u	32
Fig. 59. Motor Maxon motor mod. EC 90. Recuperado de http://goo.gl/ahRW1b	32
Fig. 60. Despiece de un Harmonic Drive. Recuperado de (Castejón, García-Prada, y Lara, 2009).....	33
Fig. 61. Mecanismo de operación de un Harmonic Drive. Recuperado de Castejón, García-Prada, & Lara, 2009.	33
Fig. 62. Harmonic Drive. Recuperado de Getriebeeinbausatz.....	33
Fig. 63. Acoplamiento flexible. Recuperado de http://goo.gl/tEwgpT	34
Fig. 64. Ficha técnica del acoplamiento flexible HOHNER Mod. AFA 2532 d1/d2 10/10. Recuperado de http://goo.gl/3h4JKA	34
Fig. 65. Engranaje de diente recto. Recuperado de http://goo.gl/MS0EHw	35
Fig. 66. Engranaje helicoidal. Recuperado de http://goo.gl/Z9ICuS	35
Fig. 67. Esquema de la colocación del conjunto de mecanismos. I.P.	35
Fig. 68. Diseño preliminar de una pinza para el brazo robot. I.P.	36
Fig. 69. Diseño preliminar de una pinza para el brazo robot. I.P.	37
Fig. 70. Diseño preliminar de una pinza y de la muñeca y codo para el brazo robot. I.P.	37
Fig. 71. Primer diseño de la estructura para el servomotor. I.P.	38
Fig. 72. Primer diseño del antebrazo. I.P.	39
Fig. 73. Exoesqueleto de trabajo de Samsung. Imagen recuperada de http://goo.gl/qXKvT8	39
Fig. 74. Protector de hombro ICON D30. Imagen recuperada de http://goo.gl/l2xqwK	40
Fig. 75. Dedo índice. I.P.	40
Fig. 76. Dedo pulgar. I.P.	40
Fig. 77. Detalle del eslabón de unión y localización en la pinza. I.P.	41
Fig. 78. Pinza definitiva. I.P.	41
Fig. 79. Vista de la desalineación de los dedos de la pinza. I.P.	41
Fig. 80. Carcasa superior. I.P.	42
Fig. 81. Carcasa inferior. I.P.	42
Fig. 82. Pasador. I.P.	42
Fig. 83. Pinza y muñeca. I.P.	43
Fig. 84. Muñeca. I.P.	43
Fig. 85. Pared derecha de la muñeca. I.P.	43
Fig. 86. Pared izquierda de la muñeca. I.P.	43
Fig. 87. Vista de la primera parte del antebrazo. I.P.	44
Fig. 88. Vista frontal de la primera parte del antebrazo. I.P.	44
Fig. 89. Vista posterior de la segunda parte del antebrazo. I.P.	44
Fig. 90. Vista de la segunda parte del antebrazo. I.P.	44
Fig. 91. Vista del conjunto del antebrazo ensamblado. I.P.	45
Fig. 92. Vista en planta del bíceps. Detalle de los orificios de sujeción del motor. I.P.	45
Fig. 93. Pieza sujeción Harmonic Drive. I.P.	46
Fig. 94. Vista, tras corte, de la parte interior del bíceps, I.P.	46
Fig. 95. Vista lateral del bíceps. I.P.	46
Fig. 96. Vista superior del tríceps. I.P.	47
Fig. 97. Detalle espacio para colocación de tuerca. I.P.	47

Fig. 98. Base del Harmonic Drive. I.P.....	47
Fig. 99. Base del motor EC90. I.P.....	47
Fig. 100. Estructura del tríceps. I.P.....	48
Fig. 101. Estructura del tríceps (Vista posterior).I.P.....	48
Fig. 102. Pieza del hombro. Vista de la zona interior. I.P.....	48
Fig. 103. Pieza del hombro con eje de giro del brazo. I.P.....	49
Fig. 104. Pieza del hombro I.P.....	49
Fig. 105. Esquema unión de los dedos. I.P.	49
Fig. 106. Guía de apoyo. I.P.....	50
Fig. 107. Esquema de medidas. Ángulo 38,44º.I.P.....	50
Fig. 108. Representación gráfica de las fuerzas en la pinza cuando sujetan un objeto. I.P.	50
Fig. 109. Diagrama de fuerzas y momentos en los dedos de la pinza. I.P.....	51
Fig. 110. Esquema de fuerzas en engranajes rectos. Recuperado de http://goo.gl/ZBOjbV	54
Fig. 111. Diagrama de momentos del antebrazo. I.P.....	54
Fig. 112. Esquema de fuerzas en engranajes cónicos. Recuperado de http://goo.gl/2mPpmG	55
Fig. 113. Diagrama de fuerzas en el eje del codo. I.P.....	56
Fig. 114. Distribución de fuerzas y momentos en el brazo robot. I.P.	58
Fig. 115. Diagrama de fuerzas en el eje del hombro. I.P.....	60
Fig. 116. Dedo índice. Diseño original. I.P.	63
Fig. 117. Mallado del dedo índice. I.P.	63
Fig. 118. Aplicación de fuerzas en dedo índice. I.P.....	63
Fig. 119. Coeficiente de seguridad. I.P.	64
Fig. 120. Análisis de Von Mises. I.P.	64
Fig. 121. Análisis del desplazamiento. I.P.....	64
Fig. 122. Aplicación de fuerzas en el pasador de la muñeca. I.P.	65
Fig. 123. Coeficiente de seguridad en el pasador de la muñeca. I.P.	65
Fig. 124. Tensión de Von Mises en el pasador de la muñeca. I.P.	65
Fig. 125. Deformación en el pasador de la muñeca. I.P.....	65
Fig. 126. Aplicación de fuerzas en el antebrazo. I.P.....	66
Fig. 127. Coeficiente de seguridad en el antebrazo. I.P.	66
Fig. 128. Tensión de Von Mises en el antebrazo. I.P.	66
Fig. 129. Deformación en el antebrazo. I.P.....	66
Fig. 130. Cargas aplicadas longitudinalmente. I.P.....	67
Fig. 131. Cargas aplicadas transversalmente. I.P.	67
Fig. 132. Coeficientes de seguridad en sentido vertical. I.P.	67
Fig. 133. Coeficientes de seguridad en sentido horizontal. I.P.	67
Fig. 134. Tensión de Von Mises. Fuerzas en sentido vertical. I.P.....	67
Fig. 135. Tensión de Von Mises. Fuerzas en sentido horizontal. I.P.	67
Fig. 136. Desplazamiento en sentido vertical. I.P.....	68
Fig. 137. Desplazamiento en sentido horizontal. I.P.	68
Fig. 138. Cargas aplicadas en sentido vertical. I.P.....	68
Fig. 139. Coeficiente de seguridad en sentido vertical. I.P.	68
Fig. 140. Tensión de Von Mises. Fuerzas en sentido vertical. I.P.....	69
Fig. 141. Desplazamiento en sentido vertical. I.P.....	69
Fig. 142. Ortesis en 3D. Scott Summnit de "Bespoke Innovations". Recuperado de https://goo.gl/pbWgq9 "	70
Fig. 143. Esquema de deposición de elemento fundido. Recuperado de http://goo.gl/TzlvfN	71
Fig. 144. Vista entre capas del dedo de la pinza en el programa Cura. I.P.	72
Fig. 145. Vista del dedo de la pinza en el programa Cura. I.P.	72
Fig. 146. Vista del eslabón de unión en el programa Cura.I.P.....	72
Fig. 147. Vista de la carcasa inferior en el programa Cura. I.P.	72
Fig. 148. Vista de la pared izquierda de la muñeca en el programa Cura.I.P.....	73
Fig. 149. Vista de las capas de la pared izquierda de la muñeca en el programa Cura.I.P.....	73
Fig. 150. Vista de la primera parte del antebrazo con orientación vertical en el programa Cura.I.P.	73
Fig. 151. Vista de la primera parte del antebrazo con orientación horizontal en el programa Cura.I.P.....	73
Fig. 152. Vista del bíceps con orientación vertical en el programa Cura. I.P.....	74

Fig. 153. Vista del bíceps con orientación horizontal en el programa Cura. I.P.	74
Fig. 154. Vista de la base del Harmonic Drive del bíceps en el programa Cura. I.P.	74
Fig. 155. Vista del bíceps con orientación horizontal en el programa Cura. I.P.	75
Fig. 156. Vista del bíceps con orientación vertical en el programa Cura. I.P.	75
Fig. 157. Vista de la base del motor del tríceps en el programa Cura. I.P.	75
Fig. 158. . Vista de la base del HD en en el programa Cura. I.P.	75
Fig. 159. Vista del hombro en el programa Cura. I.P.	75
Fig. 160. Pieza test impresora 3D. Recuperado de http://goo.gl/sfdS9m	76
Fig. 161. Pieza con grieta. I.P.	76
Fig. 162. Cama caliente con mezcla adherente. I.P.	76
Fig. 163. Impresora recubierta de estructura aislante. I.P.	76
Fig. 164. Piezas impresas del brazo robot. I.P.	77
Fig. 165. Montaje final del prototipo del brazo robot. I.P.	79
Fig. 166. Montaje del prototipo de la pinza. I.P.	79
Fig. 168. Montaje del brazo robot en el cuerpo del paciente. Montaje efectuado con el software ZBrush. I.P.	81
Fig. 167. Montaje final del brazo robot. I.P.	81
Fig. 169. Tornillo de unión de los dedos de la pinza. I.P.	81
Fig. 170. Colocación del prototipo del brazo robot sobre una persona. I.P.	82
Fig. 171. Simulación de sujeción estructural. I.P.	82

TABLAS.

TABLA 1. Movimientos del cuerpo. Elaboración propia y de Kapandji, 2006.	19
TABLA 2. Definiciones y figuras recuperadas de UNE-EN ISO 7250-1:2008, 2010, pág. 12 y ss.	28
TABLA 3. Detalle de datos antropométricos de la población laboral española (diciembre 1996), corregidos octubre 1999. Elaboración propia a partir de tabla de Carmona Benjumea, pág. 13 y ss.	28
TABLA 4. Características técnicas de los servomotores Tower Pro. Elaboración propia a partir de datos de fabricante.	31
TABLA 5. Características técnicas del motor Maxon motor. Elaboración propia a partir de datos de fabricante.	32
TABLA 6. Características técnicas del Harmonic Drive®. Mod 50L 70C. Elaboración propia a partir de	33
TABLA 7. Tipo de engranajes. Elaboración propia a partir de Avello Iturriagagoitia.	35
TABLA 8. Medidas de los engranajes. Obtenida de www.traza.es , s.f. Pág 81.	54
TABLA 9. Medidas de los engranajes cónicos. Obtenida de www.traza.es , s.f. Pág 84.	55
TABLA 10. Pesos y Fuerzas de los distintos elementos del brazo robot.	59
TABLA 11. Medidas de los engranajes cónicos. Obtenida de www.traza.es , s.f. Pág 84.	59
TABLA 12. Características del material empleado (recuperado de http://goo.gl/r2J4e8).	62

ABREVIATURAS.

ABS	Acrilonitrilo butadieno estireno.
a.C	Antes de Cristo.
A.M.P.	Atrofia muscular progresiva.
CAD	Diseño asistido por ordenador.(Computer-Aided design).
DRAE	Real Academia de la Lengua Española.
ELA.	Esclerolosis Lateral Amiotrófica.
Fig.	Figura.
FEM.	Método de Elementos Finitos.
g	Gramos.
GDL	Grados de Libertad.
h.	Horas.
HAL	Hybrid Assistive Limb.
HD	Harmonic Drive.
I.N.S.H.T	Instituto Nacional Seguridad e Higiene en el Trabajo.
I.P.	Imagen propia.
Min.	Minutos.
mm.	Milímetros.
N.	Newton.
o.c.	Obra citada.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PLA	Ácido poliáctico.
Pvc	Policloruro de vinilo.
Rpm.	Revoluciones por minuto.
s.f.	Sin fecha.
s.s.	Siguientes.
TFG	Trabajo Fin de Grado.
V	Voltio.
W	Vatio.

BIBLIOGRAFÍA.

- Aguilar Romero, A. (2012). *Diseño, impresión, montaje y control de un manipulador robot*. Trabajo Fin de Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática, Universidad Carlos III, Departamento de Sistemas y Automática., Madrid.
- Anam, K., & Al-Jumaily, A. A. (2012). Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art. *Engineering Procedia*. doi:10.1016/j.proeng.2012.07.273
- Andrade Villa, C. I. (2011). *Simulación dinámica y análisis de tensión*. Trabajo práctico técnico-Ingeniero Mecánico Electricista., Universidad Veracruzana. Méjico.
- Arnold, E. M., Hammer, S. R., Seth, A., Millard, M., & Delp, S. L. (2013). How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. (T. C. Ltd, Ed.) *The Journal of Experimental Biology*. doi:10.1242/jeb.075697
- Aucay Pauta, J. (s.f.). *Aplicaciones de robots en el campo de la medicina*. Recuperado el 9 de marzo de 2016, de [www.monografias.com: http://www.monografias.com/trabajos93/aplicaciones-robots-campo-medicina/aplicaciones-robots-campo-medicina.shtml](http://www.monografias.com/trabajos93/aplicaciones-robots-campo-medicina/aplicaciones-robots-campo-medicina.shtml)
- Avello Iturriagagoitia, A. (2014). *Teoría de Máquinas* (Segunda ed.). (U. d. Navarra, Ed.) Tecnum.
- Barea, R. (s.f.). *Robótica Médica*.
- Barrientos, A., Peñín, L. F., Balaguer, C., & Aracil, R. (2007). *Fundamentos de robótica* (Segunda ed.). McGraw Hill.
- Bejarano Peña, O. H. (10 de octubre de 2012). *Mecánica del cuerpo humano*. Recuperado el 28 de marzo de 2016, de https://prezi.com/5_2cwrctj_ri/mecanica-del-cuerpo-humano/
- Berchon, M., & Luyt, B. (2016). *La impresión 3D*. Barcelona: Ed. Gustavo Gil S.L. .
- Britannica, E. (2016). Recuperado el 10 de marzo de 2016, de <http://global.britannica.com/technology/robot/techonology>
- Capek, K. (1920). R.U.R (Rossum's Universal Robots). República Checa: The University of Adelaide, South Australia. Obtenido de <https://ebooks.adelaide.edu.au/c/capek/karel/rur/>
- Carmona Benjumea, A. (s.f.). *Datos antropométricos de la población laboral española. Informe de resultados*. CNMP Sevilla. INSHT.
- Castejón, C., Garcia-Prada, J. C., & Lara, O. J. (2009). Modelado de una transmisión Harmonic Drive. Análisis del error cinemático. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica.*, 13(2).
- Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud. (2001). *Guía descriptiva de ortoprótesis. Ortesis de miembro superior y miembro inferior*. (Vol. II). Madrid: Ministerio de Sanidad y Consumo. Centro de publicaciones.
- Darby, F. (s.f.). *Enciclopedia de la Salud y de la Higiene en el trabajo. Ergonomía: Herramientas y enfoques*. Obtenido de <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/101/29.pdf>
- DRAE. (2016).
- Dudley, D. W. (s.f.). *Handbook of practical Gear Design*. Technomic Publishing.co.inc.
- e-ducatica.catedu.es. (s.f.). <http://e-ducativa.catedu.es/>. Recuperado el 5 de junio de 2016, de <http://e-ducativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio//4750/4933/html/index.html>
- Esteve de Miguel, R. (1982). La evolución y el concepto actual de la ortopedia y traumatología. *Discurso en la Real Academia de Medicina de Barcelona*, (pág. 70). Barcelona.
- Franco Domínguez, S. (s.f.). *Rehabilitación y medicina física*. Recuperado el 26 de febrero de 2016, de <https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/category/historia/page/2/>

- Frontela Álvarez, P. (s.f.). *www.eis.uva.es*. Recuperado el 30 de marzo de 2016, de <http://www.eis.uva.es/~macromol/curso13-14/impresoras3D/SLA.html>
- Frumento, Christopher, Messier, E., & Montero, V. (2010). History and Future of Rehabilitation Robotics.
- García Avila, E. O. (2014). *Modelado y control PID neuronal de un exoesqueleto de 7 grados de libertad*. Tesis para obtener el grado de Maestro en Ciencias, Centro de Investigación y y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Departamento de Control Automático, México.
- GNU.ORG. (s.f.). *gnu.org*. Recuperado el 17 de abril de 2016, de <http://www.gnu.org/gnu/about-gnu.html>
- Gorosabel Mendikute, M. (2009). *Estudio ergonómico del movimiento del brazo humano. Identificación de patrones para la utilización de un exoesqueleto como ayuda en el puesto de trabajo*. Memoria presentada para optar al máster de Ingeniería Biomédica., Universidad Politécnica de Valencia, Ikerlan, Valencia.
- Gutiérrez López, R. (s/f). *www.ecured.cu/Acoplamiento_(Mec%C3%A1nica)*. Recuperado el 5 de junio de 2016, de [http://www.ecured.cu/Acoplamiento_\(Mec%C3%A1nica\)](http://www.ecured.cu/Acoplamiento_(Mec%C3%A1nica))
- Hernandis Ortuño, B., & Iribarren Navarro, E. R. (1999). *Diseño de nuevos productos. Una perspectiva sistemática*. Valencia: Centro de Formación de Postgrado. CFP CERES UPV.
- Iañez, M. (18 de diciembre de 2013). *Robótica Médica*. Elche, España: Universidad Miguel Hernandez de Elche.
- Jhonson, G., Carus, D., Parrini, G., Scattarreggia Marchese, S., & Valeggi, R. (2001). The design of a 7-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb. *Proc Instn Mech Engrs Vol 215 Part H*. Journal of Engineering in Medicine.
- Jiménez Mocholí, A. J., Lapuebla Ferri, A., Romero García, M., & Ivorra Chorro, S. (2011). *Elasticidad y resistencia de materiales*. Valencia: Universitat Politècnica de València.
- Kapandji, A. (2006). *Fisiología articular* (6ª ed., Vol. Tomo 1). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Lippert, L. S. (s.f.). *Anatomía y cinesología clínicas*. Paidotribo. Obtenido de <http://www.paidotribo.com/pdfs/1175/1175.i.pdf>
- López, J. E., La Salle Toro, R., & Morantes-Hernández, G. (25 de julio de 2002). *www.scielo.org*. Recuperado el 21 de abril de 2016, de http://www.scielo.org/ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0367-47622002000300017
- Manto, M., Rocon, E., Pons, J., Belda, J. M., & Camut, S. (20 de marzo de 2007). Evaluation of a wearable orthosis and an associated algorithm for tremor suppression. *PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT*. doi:10.1088/0967-3334/28/4/007
- Marcos, A. (1 de 11 de 2013). *telecotowalk*. Recuperado el 17 de abril de 2016, de <https://telecotowalk.wordpress.com/2013/11/01/la-historia-del-futuro-industrial-como-surgio-la-impresion-3d/>
- Muñoz, M., & Bayo, L. M. (2015). +Humanos. El futuro de nuestra especie. *Dossier de prensa*. Barcelona: Centre de cultura contemporanea de Barcelona. Obtenido de http://www.cccb.org/rcs_gene/DdP_HUMANS_ESP.pdf
- Nef, T., Mihelj, M., & Riener, R. .. (2007). ARMin: a Robot for patient-cooperative arm therapy. *45. Medical and Biological Engineering and Computing*. doi:10.1007/s11517-007-0226-6
- Neumann, D. A. (s.f.). Temas esenciales de la cinesiología. *Sección I*. Recuperado el 23 de marzo de 2016, de www.paidotribo.com/pdfs/793/793.0.pdf
- Norton, R. L. (s.f.). *Diseño de Maquinaria* (4ª ed.). México: McGraw Hill.
- Nuño Ortega, E. B. (2004). *Teleoperación: técnicas, aplicaciones, entorno sensorial y teleoperación inteligente*. Universitat Politècnica de Catalunya. Institut d'Organització i Control de Sistemes Industrials. Recuperado el 10 de marzo de 2016

- Peña Pitarch, E., Ticó Falguera, N., López Martínez, J. A., Abenoza Guardiola, M., Culleres, R., & Georigia. (2012). *Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza*. Ortopedia Técnica, Univrsitat Politècnica de Catalaunya. Obtenido de <http://hdl.handle.net/2117/17562>
- Pérez Melián, J. A., & Rodríguez Brito, C. D. (s.f.). <http://es.slideshare.net/>. Recuperado el once de marzo de 2016, de <http://es.slideshare.net/japmelian/autmatas-y-robots-historia>
- Pérez Zaballos, J., & Moreno García, A. (2009). Modelos adaptativos en Zoología (Manual de prácticas) 5. Esqueletos: hidrostatos, exoesqueletos y endoesqueletos. (D, Ed.) *Reduca (Biología)*, 16. Obtenido de <https://www.researchgate.net>
- Rocon, E., & Pons, J. L. (2011). *Exoesqueletons in Rehabilitation Robotics. Tremor Suppression*. Springer. doi:10.1007/978-3642317659-3
- Saiz Lorca, D. (2002). R.U.R de Capek: casi un siglo de robots. 8.
- Sarakoglou, I., Kousidou, S., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2007). Exoskeleton-Based Exercisers for the Disabilities of the Upper Arm and Hand. Itech Education and Publishing, Vienna, Austria. Recuperado el 10 de marzo de 2016, de Open Access Database www.i-techonline.com
- Schiele, A. (2008). *Fundamentals of Ergonomic Exoeskeleton Robots*.
- Serrano Iribarnegaray, L., & Martínez Román, J. (2013). *Máquinas Eléctricas* (Segunda ed.). Universidad Politécnica de Valencia.
- Sierran Agudelo, J. N., & Gamboa Diaz, C. A. (s.f.). Exoesqueleto para pacientes con monoplejía de miembro superior. Recuperado el 29 de febrero de 2016, de <https://prezi.com/h8iywi1kc2yi/copy-of-ortesis-monoplejia/>
- Tibaduiza Burgos, D. A., Grosso, J., Chio, N., & Anaya, M. (2009). Diseño de un exoesqueleto mecatrónico de brazo basado en screws y robots paralelos., (pág. 8). Obtenido de <https://www.researchgate.net/publication/258265933>
- UNE-EN ISO 15536-1. (diciembre de 2008). Ergonomía. Maniqués informatizados y plantillas del cuerpo humano. AENOR. Asociación Española de Normalización y Certificación.
- UNE-EN ISO 15535. (2007). Requisitos generales para el establecimiento de bases de datos antropométricos. AENOR. Asociación Española de Normalización y Certificación.
- UNE-EN ISO 7250-1:2008. (2010). Definiciones de las medidas básicas del cuerpo humano para el diseño tecnológico. AENOR. Asociación Española de Normalización y Certificación.
- Valero Cabello, E. (s.f.). www.insht.es. Recuperado el 23 de marzo de 2016, de <http://www.insht.es/Ergonomia2>
- Vicht, A., Sevilla Mantecón, T., Granda Méndez, J., Muelas Gómez, N., Padilla, V., J., J., & Vázquez Costa, J. F. (2014). Síndrome de flail arm o diplejia braquial amiotrófica. Descripción de 5 casos. *Libro de resúmenes. XXXI Reunión anual de la sociedad valenciana de Neurología*. Castellón. Recuperado el 21 de abril de 2016
- *World Health Organization*. (s.f.). Recuperado el 20 de febrero de 2016, de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>
- www.ai.iit.tsukuba.ac.jp. ((s.f)). Recuperado el 24 de febrero de 2016, de www.ai.iit.tsukuba.ac.jp: <http://www.ai.iit.tsukuba.ac.jp/index.html>
- www.edvillajunco.es. (s.f.). Recuperado el 29 de marzo de 2016, de http://www.edvillajunco.es/doc/2_Articulaciones.pdf
- www.equipoisinc.com. (s.f.). Recuperado el 22 de marzo de 2016, de <http://www.equipoisinc.com>
- www.JAECOOrthopedic.com. (2009). Recuperado el 22 de marzo de 2016, de <http://www.JAECOOrthopedic.com>
- www.traza.es. (s.f.). Recuperado el 8 de junio de 2016, de <http://www.traza.es/catalogos/General.pdf>

1.- OBJETIVO Y MOTIVACIÓN DEL TFG.

1.1. Justificación del TFG.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) (*World Health Organization, s.f.*) define la discapacidad como un término genérico que abarca deficiencias, limitaciones de la actividad y restricciones a la participación. Se entiende por discapacidad la interacción entre las personas que padecen alguna enfermedad (por ejemplo, parálisis cerebral, síndrome de Down y depresión) y factores personales y ambientales (por ejemplo, actitudes negativas, transporte y edificios públicos inaccesibles y un apoyo social limitado).

Se calcula que más de mil millones de personas, es decir, un 15% de la población mundial, están aquejadas por la discapacidad en alguna forma. Tienen dificultades importantes para funcionar entre 110 millones (2,2%) y 190 millones (3,8%) personas mayores de 15 años. Eso no es todo, pues las tasas de discapacidad están aumentando debido en parte al envejecimiento de la población y al aumento de la prevalencia de enfermedades crónicas.

Es evidente que la ingeniería ayuda a mejorar la calidad de vida de personas con discapacidades, ya que, desde antiguo, se han desarrollado dispositivos para la rehabilitación del paciente, entendiendo por rehabilitación al conjunto de procedimientos dirigidos a ayudar a una persona a alcanzar el más completo potencial físico, psicológico, social, vocacional y educacional compatible con su deficiencia fisiológica o anatómica y limitaciones medioambientales.

También se han desarrollado diversos tipos de prótesis para sustituir a un miembro por amputación o agenesia del mismo.

1.2. Objetivo del TFG.

El objetivo o del presente Trabajo de Fin de Grado, (en adelante TFG), *“Diseño e implementación de un brazo robot portable para discapacitados”* tiene un carácter académico.

El TFG forma parte de un proyecto multidisciplinar en el que participan los Departamentos de Automática y de Ingeniería Mecánica y Materiales y los de Grupos Robótica/Ai2 y Robótica/ IDF de la Universidad Politécnica de Valencia, además del Grupo GIA-NMA del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia.

Este brazo robot no pretende ser una prótesis o una ortesis similar a las que en la actualidad pueden encontrarse en el mercado, sino ser un brazo, *un apéndice*, que el paciente pueda manejar mediante dispositivos de control, pudiendo coger objetos para poder valerse de ellos para sus necesidades básicas (comer, beber, etc).

Otra cuestión, no menos importante, es poder diseñar e implementar el brazo robot con unos costes de diseño y producción razonables y asequibles, no solo para el paciente para el que está en principio dirigido, sino para futuros pacientes, mediante el uso de técnicas, herramientas y materiales actuales, recordando que el resultado final es la unión de los trabajos de todos los miembros de un equipo completamente multidisciplinar y en el que este alumno solo realiza el diseño del brazo robot, pero cumpliendo con los requisitos de grados de libertad, de resistencia, facilidad de fabricación, ergonomía, etc., que los demás participantes en el proyecto esperan de él.

Como se podrá ver, la diferencia entre este TFG y otros estudios similares, es que una gran parte de los exoesqueletos, prótesis y ortesis que se han desarrollado están diseñados para facilitar la deambulación del paciente, por lo que están contruidos para las extremidades inferiores, y cuando se trata de las extremidades superiores su diseño es, bien para poder realizar ejercicios de rehabilitación, pudiendo estar o anclados tanto a un punto externo del cuerpo o sujetos al mismo, siendo en ocasiones estructuras muy pesadas, con lo cual es necesaria la ayuda de una tercera persona para la colocación del mismo en el cuerpo del usuario, o bien tienen como fin el permitir que una persona sana pueda levantar grandes pesos.

No se ha encontrado en la bibliografía consultada brazos robots que cumplan las funciones de diseño y funcionamiento similar al previsto en este TFG.

1.3. Destinatario del proyecto.

El destinatario final es un paciente que padece el síndrome de *flail arm* o *síndrome de diplejía braquial amiotrófica*.

Esta es una entidad clínica poco frecuente, considerada una variante de la atrofia muscular progresiva (AMP), producida por una afectación selectiva de la segunda motoneurona de miembros superiores, sin afectación inicial de otras regiones. Algunos casos evolucionan a una atrofia muscular progresiva o ELA mientras que otros permanecen estables durante décadas. (Vicht, y otros, 2014, pág. 10).

Esta rara enfermedad se caracteriza por la falta de tono muscular en las extremidades superiores, lo que conlleva a su falta de movilidad, si bien es conservada en las extremidades inferiores y en la musculatura facial. Esta característica hace que también se le conozca como *síndrome de hombre en barril* (López y otros, 2002, pág. 1).

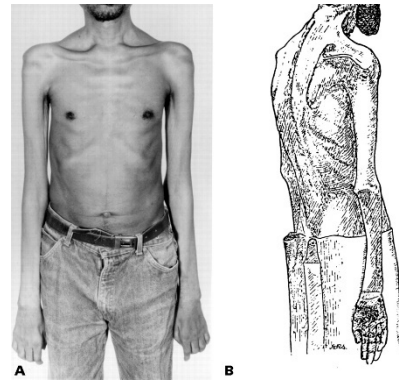


Fig. 1. Paciente con síndrome de flail arm.
Recuperado de <http://goo.gl/iqgMos>

2. EXOESQUELETOS, AUTÓMATAS Y ROBOTS.

2.1. Introducción.

A lo largo de este documento se citan términos tales como: exoesqueleto, robots, autómatas.

Aunque semánticamente sean conceptos diferentes, su connotación es la misma para la mayoría de las personas.

2.2. Exoesqueletos.

El esqueleto es una estructura rígida o semirrígida que sirve de soporte y protección a los tejidos blandos y, además, es un punto de anclaje para los músculos.

El exoesqueleto es uno de los tres tipos básicos de esqueleto que existen y en zoología es una estructura que mantiene la forma, soporta o protege un cuerpo y permite la transmisión de fuerzas (Pérez Zaballos y Moreno García, 2009, pág. 1).

Los artrópodos tienen, como una de sus principales características, la presencia de un exoesqueleto de carácter quitinoso que cubre externamente su cuerpo, estando dividido en forma de placas separadas para permitir el movimiento.



Fig. 2. Artrópodo, recuperado de <http://goo.gl/xrG6vQA>

Copiando a la naturaleza, el hombre intenta adaptar a sus necesidades este tipo de estructuras. Así, el departamento de cibernética de la Universidad de Tsukuba (www.ai.iit.tsukuba.ac.jp, (s.f)) en Japón, describe el exoesqueleto como “la fusión entre humano, máquina y los sistemas de información” ya que la palabra en sí misma es una fusión de cibernética, mecatrónica e informática.

Otra definición que se puede encontrar es la de armadura mecánica diseñada como una máquina que reviste el cuerpo humano. Suele estar equipado con una fuente de energía, motores y articulaciones hidráulicas que potencian el movimiento de las extremidades. Tiene aplicaciones en diversos campos, desde facilitar el trabajo de rescate en entornos peligrosos, hasta ayudar a caminar a personas con movilidad reducida (Muñoz y otro, 2015, pág. 23).

Otra definición que se puede encontrar es la de armadura mecánica diseñada como una máquina que reviste el cuerpo humano. Suele estar equipado con una fuente de energía, motores y articulaciones hidráulicas que potencian el movimiento de las extremidades. Tiene aplicaciones en diversos campos, desde facilitar el trabajo de rescate en entornos peligrosos, hasta ayudar a caminar a personas con movilidad reducida (Muñoz y otro, 2015, pág. 23).

En definitiva, un exoesqueleto es una estructura electromecánica dirigida por un operador y que toma la forma y las funciones del cuerpo humano (Anam y Al-Jumaily, 2012, pág. 1).

2.2.1. Antecedentes de los exoesqueletos diseñados para el ser humano.

Es citado el “*oplomoclion*” de *Hieronunys Fabricius d’Acquapnendete*, 1592, como un fabuloso exoesqueleto del renacimiento, un compendio de férulas (estructuras) renacentistas que puestas todas juntas parecen una armadura, en la cual no vemos la figura de la persona a la que deberían de rodear (*Franco Domínguez, s.f.*).

Franco Domínguez (*o.c.*) refiere que “*los humanos ya se han fijado desde hace tiempo en las múltiples funciones del exoesqueleto. Las armaduras de combate no son sino una imitación de las estructuras de los artrópodos, como por ejemplo los escarabajos, cangrejos, arañas, pero con una doble función: la primera, proporcionarle una protección y la segunda, más mecánica, proveerle el sostén necesario*”.



Fig. 3. Oplomoclion, Recuperado de <http://goo.gl/ckSmai>



Fig. 4. Coraza “Paladín” Recuperado de <https://goo.gl/LOvM3C>

2.3. Autómatas.

Autómata es, según la Real Academia de la Lengua Española (*DRAE, 2016*), el “*Instrumento o aparato que encierra dentro de sí el mecanismo que le imprime determinados movimientos*” o “*máquina que imita la figura y los movimientos de un ser animado*”.

En el año 62 a.C, Herón de Alejandría crea los llamados *Teatros Automáticos*, donde, usando poleas, palancas y dispositivos hidráulicos se conseguían el movimiento de mecanismos automáticos (*Barrientos y otros, 2007, pág. 4*).

Se pueden encontrar autómatas como el gallo de la Catedral de Estrasburgo, de 1352, que aparecía en compañía de otras doce figuras representando a los apóstoles, movía las alas, levantaba la cabeza y cacareaba tres veces; el *Pato* de Jaques de Vaucason (1738), el cual se trata de un pato de cobre que comía, bebía, graznaba, movía las alas e incluso digería la comida como un pato real. La *Muñeca para servir el té*, de Hanzo Hosokawa (1796). Ésta es una muñeca de madera de unos 35 cm que sujeta una bandeja. Si se pone un recipiente con té sobre ella, la muñeca se mueve hacia delante. Si se le quita, se para, si se le vuelve a poner, se da la vuelta y vuelve por donde ha venido, siendo capaz de moverse más de medio metro en cada dirección (*Barrientos y otros, 2007, pág. 3*).

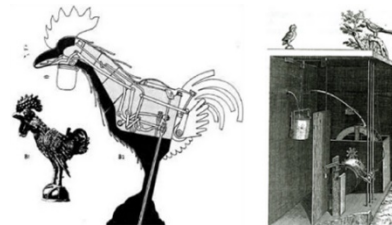


Fig. 5. Gallo de la Catedral de Estrasburgo. Recuperado de <http://goo.gl/lh3AzZ>:

2.4. Robots.

La Real Academia de la Lengua Española (*DRAE, 2016*) define al robot como una “*máquina o ingenio electrónico programable capaz de manipular objetos y realizar operaciones antes reservadas solo a las personas*”. Se puede observar como lo diferencia del autómatas diciendo, principalmente, que es electrónico y que es programable.

En la Enciclopedia Británica, (*Britannica, 2016*) se encuentra la siguiente definición: “*Robot, any automatically operated machine that replaces human effort, though it may not resemble human beings in appearance or perform functions in a humanlike manner. By extension, robotics is the engineering discipline dealing with the design, construction, and operation of robots*”¹.

En este sentido, en la obra *R.U.R.* (1921) de Karel Capek, el personaje de Harry Domin, se refiere sobre los “robots” que ha creado, máquinas que deben liberar a la Humanidad del trabajo duro y peligroso, como: “*The Robots are not people. Mechanically they are more perfect than we are, they have an enormously developed intelligence, but they have no soul*”².

Si bien es en la citada obra *R.U.R.* (*Capek, 1920*), donde este autor checo hace aparecer por primera vez la palabra robot, los cuales acaban alzándose contra sus dueños, y que el cine ha venido repitiendo constantemente el término, por ejemplo en *Yo, Robot* del director *Alex Proyas, 2004*, es indiscutible que la humanidad siempre ha querido crear una máquina androide a su imagen y semejanza (*Saiz Lorca, 2002*).

En el ideario general se sigue representando a los robots y a la inteligencia artificial con los nombres con que los científicos llaman a sus logros. Si se menciona la palabra HAL dentro del contexto de la inteligencia artificial, viene a la memoria la famosa computadora de la película *2001, Odisea en el Espacio* (*Stanley Kubrich*), pero también es el nombre del exoesqueleto desarrollado por la empresa Cyberdyne: HAL (*Hybrid Assistive Limb*).



Fig. 6. Hal 9000. Recuperado de <http://goo.gl/nz3izK>



Fig. 7. HAL. Recuperado de <http://goo.gl/ACNdIW>

¹ Robot, cualquier máquina operativa automática que reemplaza el trabajo humano, aunque puede que no se asemeje a los seres humanos en apariencia o no realice las funciones de forma humana. Por extensión, la robótica es la disciplina de ingeniería que se ocupa del diseño, la construcción y el manejo de los robots.

² Mecánicamente ellos son más perfectos que nosotros, han desarrollado una enorme inteligencia, pero no tienen alma.

Como se ha mencionado, el cine ha venido representando, de una forma u otra a los robots, la inteligencia artificial y su relación, a menudo compleja, con el ser humano. Como ejemplos:

Metrópolis (1927); Ultimátum a la Tierra (1951); Planeta prohibido (1956), Dr. Who (1963); Naves silenciosas (1972); , Godzilla contra Mechagodzilla (1974); La fuga de Logan (1976); Star Wars (1977); Alien (1979), Saturno 3 (1980); Blade Runner (1982); Terminator (1984); Oz, un mundo fantástico (1985); Cortocircuito (1986); Robocop (1987); El Gigante de Hierro (1999); Inteligencia artificial (2001); Yo, Robot (2004); Robots (2005), además de un largo etcétera.

No se puede olvidar a la literatura y a uno de sus mayores exponentes al referirse a los robots, Isaac Asimov, quien ya habla de la *robótica* en la obra titulada *Círculo Vicioso* (1941) que aparece en la colección *Yo, Robot* (1950) y que se desarrolla, precisamente, en el año 2016.

2.4.1. Manipuladores teleoperados/robots.

Los manipuladores teleoperados (Nuño Ortega, 2004, pág. 8) son antecedentes de lo que hoy se conocen como robots.

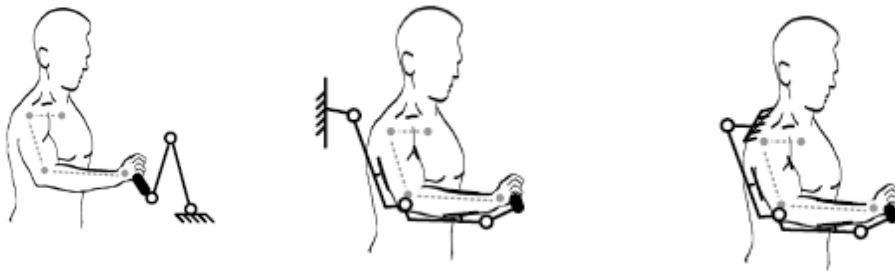


Fig. 8. Clasificación de los manipuladores por tacto: de encuentro, de pared con conexión a tierra y conectado a exoesqueleto. Recuperado de (Schiele, 2008, pág. 4)

En 1947 comenzaron las primeras investigaciones, lideradas por Raymond Goertz del *Argonne National Laboratory* en Estados Unidos, encaminadas al desarrollo de algún tipo de manipulador de fácil manejo a distancia mediante el uso por parte del operador de otro manipulador equivalente.

El primer fruto se obtuvo en 1948 con el desarrollo del primer manipulador teleoperado mecánico, denominado M1 (Nuño Ortega, 2004, pág. 7).



Fig. 9. Primer manipular maestro-Esclavo mecánico. Recuperado de <https://goo.gl/PcCmpo>

George C. Devol, (1954) desarrolla un dispositivo de transferencia programada articulada, siendo una novedad ya que ninguna de las anteriores máquinas tenía la versatilidad del brazo humano y no podía alcanzar objetos alejados y colocarlos en posición correcta (*Pérez Melián & Rodríguez Brito*).

En 1958, junto a Joseph F Engelberger, construyó un robot llamado *Unimate*. Era un dispositivo que utilizaba un ordenador junto con un manipulador que conformaba una máquina que podía ser enseñada para la realización de tareas de forma automática.

El primer *Unimate* fue instalado para pruebas en una planta de la factoría automovilística General Motors, constituyéndose en el primer robot industrial.

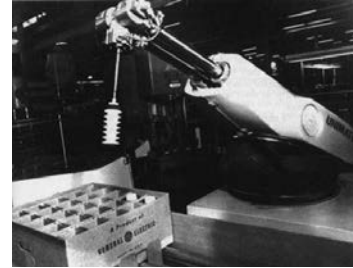


Fig. 10. *Unimate*. Recuperado de <https://goo.gl/ntyi5w>

Ernst (1962) publica el desarrollo de una mano mecánica controlada por ordenador con sensores táctiles, la MH-1.

En 1969 se desarrollan los brazos *Boston* y *Stanford*, este último dotado de una cámara y controlado por ordenador, realizándose experimentos de apilamiento de bloques en función de determinados criterios.

En cuanto a Europa, es en 1973 cuando por la empresa ASEA, posteriormente llamada ABB (<http://www.abb.se>), de Suecia, se construye el primer robot con accionamiento totalmente eléctrico, llamado IRb6 (*Pérez Melián y Rodríguez Brito*, pág. 11).



Fig. 11. IRb6. Recuperado de <http://goo.gl/fDvcv3>

Hiroshi Makino, profesor de la Universidad Yamanashi de Japón, desarrolla en 1982 el concepto de robot SCARA (*Selective Compliance Assembly Robot Arm*), con un brazo rígido en el eje "z" y flexible en los ejes "x" e "y", lo que le permitía adaptarse a los huecos en dichos ejes, buscando, de este modo, un robot con un número reducido de grados de libertad (3 o 4), un coste limitado y una configuración orientada al ensamblado de piezas.

En definitiva, la sustitución del operador por un programa de ordenador que controlase los movimientos del manipulador dio paso al concepto de robot, espoleado por las necesidades de automatización de las cadenas de fabricación.

Honda intenta en 1986 el crear un robot humanoide, el EO, que caminara. Era capaz de andar en línea recta poniendo una pierna delante de otra, aunque era extremadamente lento.



Fig. 12. Robot SCARA, Recuperado de <http://goo.gl/7nSWLz>

El P3, también de Honda, desarrollado en 1997 era capaz de subir y bajar escaleras, abrir puertas, pulsar interruptores y empujar vehículos.

2.5. Robots, exoesqueletos y medicina.

Es innegable que la robótica es de gran utilidad a la medicina de forma general debido a que al ser programable y tener precisión exacta, permite al especialista acceder de mejor manera a áreas de riesgo o áreas del cuerpo en donde no se puede generar error alguno, pero no solo está presente al momento de operación, sino que la robótica también favorece a un paciente con alternativas de prótesis o suministro de medicamentos (*Aucay Pauta*).

Son los robots asistenciales aquellos que mejoran la calidad de vida a personas discapacitadas y/o mayores, principalmente mejorando la independencia personal y comprende a los asistentes robots, a las prótesis y ortesis y la Estimulación Eléctrica Funcional (FES), que consiste en la aplicación de una corriente de baja frecuencia para producir una respuesta en ciertos músculos paralizados (*Barea, pág. 7 y 15*).

La característica común a todos los robots médicos es que todos ellos colaboran en realizar una determinada tarea, teniendo una relación física con la persona, llegando a existir un verdadero contacto hombre-máquina, lo que le hace diferente de los robots industriales.

La rehabilitación robótica se ha definido como una rama especial de la robótica que se centra en las máquinas que se pueden utilizar para ayudar a las personas a recuperarse de un trauma físico severo o ayudarles en las actividades de la vida diaria (*Frumento y otros, 2010, pág. 3*).

Este campo ha evolucionado a partir de un campo más común conocida como ingeniería de la rehabilitación. La Ingeniería de Rehabilitación está estrechamente relacionado con la terapia física.

En el campo neurológico, el objetivo principal es ayudar a restaurar el control muscular, en el fortalecimiento y la restauración de la funcionalidad en los grupos de músculos y el esqueleto, y en la mejora de la coordinación.

Aunque la robótica de rehabilitación tiene aplicaciones en las tres áreas de terapia física, la mayor parte del trabajo y el desarrollo se centra en los usos del aparato locomotor.

Recientemente, las aplicaciones dentro del ámbito neurológico han ido aumentando con los avances en prótesis robóticas.

2.5.1. Prótesis y ortesis.

Se ha visto como el hombre ha desarrollado *mecanismos* –prótesis y/u ortesis- para mejorar la calidad de vida, a lo que, como resulta evidente, puede ayudar la robótica dotando de cierta

independencia en sus actividades diarias, como es este caso, a los pacientes con movilidad limitada o reducida.

El término ortopedia es creado por Nicolas Andry de Boisregard en 1741 cuando publica el libro *“Orthopédie, ou l'Art de prévenir et de corriger dans les enfants les difformités du corps”* y está formado por la unión de dos vocablos griegos: *“ortos”* que significa recto o derecho y *“pedía”* que equivale a educación corporal (Esteve de Miguel, 1982, pág. 3).



Fig. 13. Símbolo de la ortopedia y la traumatología. Recuperado de <http://goo.gl/iHZF1>

La ortopedia comprende el tratamiento de la mayoría de enfermedades y traumatismos del aparato motor (Esteve de Miguel, 1982, pág. 13). En 1869, Royal Whitman definía la ortopedia como *“la parte de la Cirugía que trata de las enfermedades y trastornos del aparato locomotor y de la prevención y el tratamiento de las enfermedades del cuerpo humano. En 1925 Goth la define como “ciencia que enseña a reconocer, juzgar prevenir y curar las deformidades y las alteraciones de los movimientos del cuerpo humano”. Por último, y plenamente relacionada con el trabajo propuesto, la American Orthopaedic Association (By-Laws) dice que la “ortopedia es la especialidad de la medicina que incluye la investigación, preservación, restauración y desarrollo de la forma y función de las extremidades, de la columna vertebral y de las estructuras asociadas del esqueleto por métodos médicos, quirúrgicos y físicos”* (Esteve de Miguel, 1982, pág. 13) pudiendo añadir, se cree que sin temor a equivoco, y con métodos y sistemas de ingeniería.

Se asocia de manera inmediata las prótesis con la ortopedia, pero hay que distinguir entre la prótesis y la ortesis, ya que muy a menudo se confunde su significado.

Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que no existe, bien por amputación o por el desarrollo incompleto o imperfecto de un órgano o de alguna de sus partes, término conocido como agenesis.

Como elemento de ayuda a las personas, en el campo relacionado con la medicina, y sin que pueda olvidarse en ningún momento la importancia que para ello tiene la ingeniería, se encuentran las denominadas *ortesis*.

Las ortesis, y en concreto las de miembro superior, son dispositivos que adaptados externamente sobre cualquier región anatómica de la extremidad superior modifican sus características estructurales o funcionales, con el fin de mantener, mejorar o restaurar la función alterada de la citada extremidad o de alguno de sus segmentos (Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud, 2001, pág. 9), y que, por su importancia, se citará en un apartado de este trabajo.

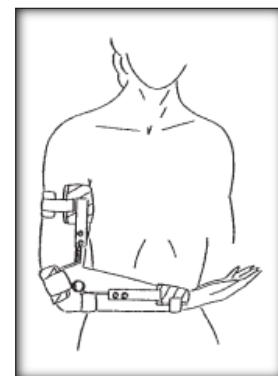


Fig. 14. Férula activa de codo con articulación. Recuperado de Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud, 2001, pág. 67.

En cuanto a los sistemas de control de los exoesqueletos se deben distinguir dos grandes modelos (Anam y Al-Jumaily, 2012, pág. 2):

- Modelos dinámicos.
- Modelos musculares.

Los modelos dinámicos se caracterizan por realizar un modelado del cuerpo humano con partes rígidas, similares a las antiguas armaduras y una combinación de efectos gravitacionales, inerciales, centrífugos y de coriolis.

Estos modelos dinámicos se pueden obtener a través de un modelo matemático, un sistema de identificación y un método de inteligencia artificial.

El modelo muscular de este sistema, el “*hill-based muscle model*”, tiene en cuenta la mecánica y la biología del sistema músculo-esquelético del cuerpo humano. Dicho modelo utiliza tres elementos:

- Elemento contráctil.
- Elemento en serie.
- Elemento en paralelo.

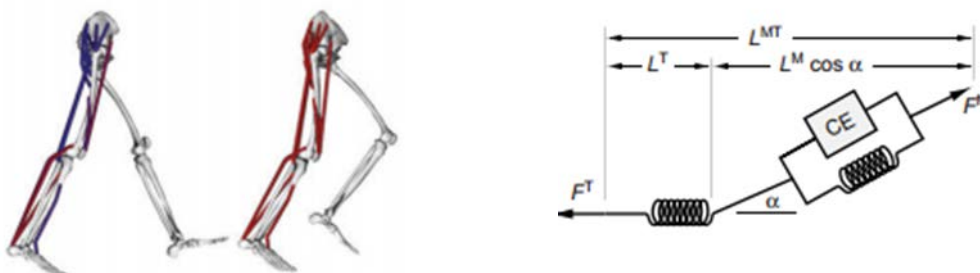


Fig. 15. Parámetros de la arquitectura muscular. Recuperado de Arnold y otros, 2013, pág. 2152.

2.5.2. Ortopedia versus Exoesqueletos.

Ya en el antiguo Egipto se prestaba ayuda a pacientes, y un ejemplo de ello es el llamado *dedo de El Cairo*, encontrado en una tumba cerca de Tebas, tratándose de una prótesis funcional que se articulaba en tres lugares.

Este tipo de prótesis funcionales continuó evolucionando y una de la más significativa es la mano de hierro hecha para Götz von Berlichingen, caballero alemán del S. XVI y que alrededor del año 1508, tenía un par de manos de hierro avanzadas hechas después de perder su brazo derecho en la batalla de Landshut.



Fig. 16. Prótesis “Dedo de El Cairo”. Recuperado de <https://goo.gl/yTdPGZ>

Estas manos podían ser manipuladas mediante el uso de muelles y correas de cuero. Fueron imitadas por el cirujano Ambroise Paré, considerado el padre de la cirugía moderna.

En el Siglo XVII, Pieter Verduyn desarrolla la primera prótesis sin bloqueo debajo de la rodilla. Con el desarrollo de nuevos materiales, Gustav Hermann utiliza, en el año 1868, el aluminio en lugar del acero, siendo, de esta forma, la prótesis más ligera y funcional.

Como se ha citado, desde el punto de vista de la rehabilitación el exoesqueleto es una ortesis diseñada para ayudar a las personas con problemas neuromusculares.

Por tanto, a diferencia entre la prótesis y la ortesis es que la primera sustituye a una parte del cuerpo y la segunda lo complementa o apoya.

No puede ser más acertada la siguiente definición de ortesis: “combinación e integración, entre las partes del cuerpo y una pieza de ingeniería, donde el resultado de esa integración es una unidad que obedece las leyes de la física y logra efectos o beneficios biomecánicos” (Tibaduiza Burgos y otros, 2009, pág. 1).

Las ortesis se pueden clasificar en dos grandes grupos, en función de su principio de funcionamiento:

- Ortosis Pasivas. Son aquellas cuyo diseño contempla únicamente partes mecánicas. La mayoría de los diseños existentes no permiten el movimiento en ninguna de las articulaciones del cuerpo y es necesario el uso de muletas o andaderas, pero actualmente se desarrollan sistemas en los que se logra brindar movilidad en las articulaciones sin utilizar ningún tipo de actuador, simplemente aprovechando aspectos físicos como la gravedad, el balanceo y elementos pasivos acumuladores de energía y transmisores de movimiento como resortes y cables. La ortosis pasiva de mayor uso es la denominada ortosis de marcha recíproca, que aprovecha la extensión de la cadera derecha, para inducir la abducción de la cadera izquierda y viceversa (Tibaduiza Burgos y otros, 2009, pág. 2).



Fig. 18, Ortosis recíproca.
Recuperado de <http://goo.gl/UqkfsD>

- Ortosis activas. Son una aplicación particular de los exoesqueletos y, básicamente, consisten en un mecanismo estructural externo acoplado a la persona y cuyas juntas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula. El contacto entre el usuario y el exoesqueleto permite transferir potencia mecánica y señales de información. A diferencia de las ortosis pasivas, estos dispositivos son sistemas mecatrónicos que utilizan actuadores para



Fig. 17. Prótesis de mano de hierro.
Recuperado de scienceblogs.com

proveer la fuerza y la movilidad de las articulaciones. Generalmente son controlados por una unidad central de procesamiento a la que se conectan sensores y actuadores (*Tibaduiza Burgos y otros, 2009, pág. 2*).

Atendiendo al segmento anatómico donde ejercen su función se pueden agrupar dichas ortesis en (*Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud, 2001, pág. 9*):

- Ortesis de dedo: actúan sobre articulaciones interfalángicas.
- Ortesis de mano: actúan sobre articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas.
- Ortesis de muñeca y mano: actúan sobre las articulaciones de la muñeca y las metacarpofalángicas, sin acción sobre las interfalángicas.
- Ortesis de muñeca, mano y dedos: actúan sobre las articulaciones de la muñeca, las metacarpofalángicas y las interfalángicas.
- Ortesis de codo: actúan sobre la articulación del codo. Además en este subgrupo se incluyen las combinadas con la muñeca o el segmento comprendido entre ellas.
- Ortesis de codo y hombro: actúan sobre las articulaciones del hombro, del codo o sobre el segmento comprendido entre ellas.
- Ortesis de hombro, codo y muñeca: actúan sobre el miembro superior completo.

Del correcto diseño de esta ortesis dinámica –exoesqueleto- se puede beneficiar un amplio espectro de personas, con discapacidades tales como: parálisis cerebral, distrofia muscular, espina bífida, traumatismos cerebrales, esclerosis múltiple, artrogriposis múltiple congénita, etc,

Las ortesis dinámicas (*Peña Pitarch y otros, 2012, pág. 2*), sirven para mantener la estabilidad, al mismo tiempo que proveen fuerzas correctivas dinámicas en una posición adecuada, asistiendo funcionalmente a los músculos extensores débiles de la mano. Estos dispositivos pueden ser adaptados con soportes “outrigger”, resortes, elásticos, bandas de caucho y otros sistemas, con la finalidad de proveer una asistencia dinámica.

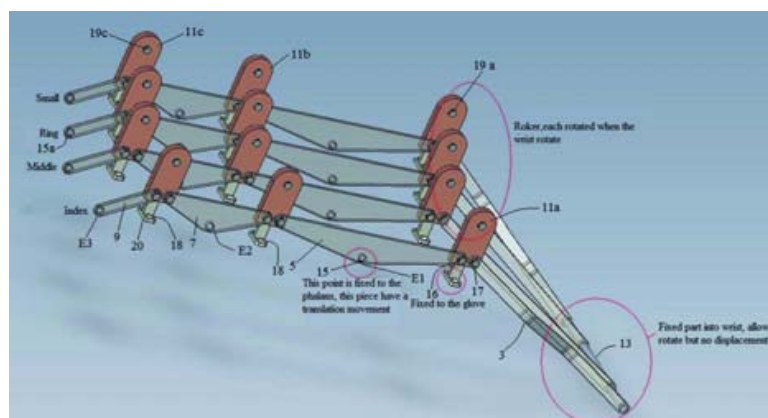


Fig. 19. Vista en perspectiva del exoesqueleto correspondiente a una mano extendida. Peña Pitarch, y otros, 2012, pág. 2.

3. ESTADO DEL ARTE.

En los siguientes puntos se hace un pequeño repaso a los distintos robots exoesqueletos y ortesis activas diseñadas para extremidades superiores, y aunque de forma general el objeto final de su diseño no es la que ocupa en este trabajo, si ayuda a tener una visión general de los avances de la investigación en este campo, así de los distintos problemas a los que se puede enfrentar cualquier ingeniero que quiera diseñar una prótesis u ortesis similar.

3.1. ARMin.

El ARMin es un exoesqueleto de 6 GDL desarrollado en el Instituto Federal Suizo de Tecnología de Zurich. Está diseñado específicamente para la rehabilitación neurológica, permitiendo mejorar, evaluar y documentar tanto ésta como la ortopédica. (*Sarakoglou y otros, 2007, pág. 500*).

Las continuas e intensivas repeticiones de los brazos paralizados del paciente, debido a lesiones en el sistema nervioso central, mejoran la rehabilitación del brazo (*Nef y otros, 2007, pág. 887 y ss*).

ARMin se compone de un semi esqueleto con una pantalla táctil, con cuatro GDL pasivos y dos GDL activos.

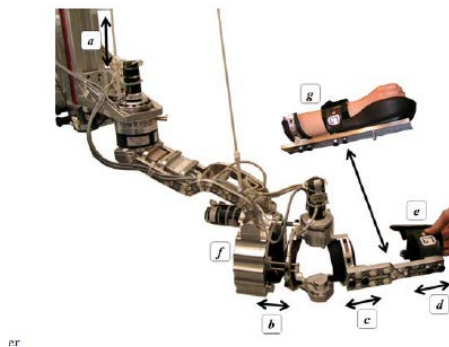


Fig. 20. Posibilidades de adaptación del ARMin. Recuperado de <http://goo.gl/S9P49I>

3.1.1. ChARMin.

ChARMin es un subproyecto que nace de ARMin, y está pensado para los niños con trastornos neurológicos (por ejemplo, parálisis cerebral), que a menudo muestran un deterioro de su función motora del brazo, lo que afecta su independencia y participación en la vida diaria.

Como en el punto anterior, la rehabilitación intensiva con la participación activa es importante para mejorar la neuroplasticidad con el fin de recuperar y aprender las funciones motoras.

ChARMin está dirigido a niños de 5 a 18 años, lo que dificulta tanto el diseño del tamaño como la capacidad de ajuste del mismo y el correspondiente aumento de la seguridad al tratarse de niños los destinatarios finales.

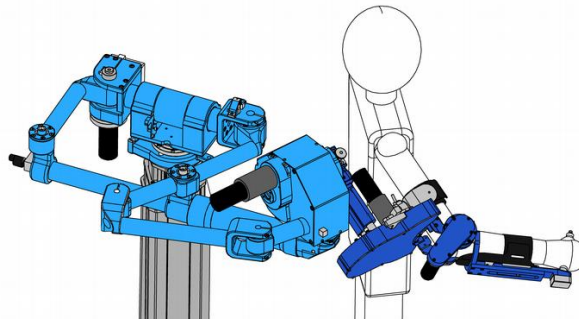


Fig. 21. Primer diseño del prototipo de ChARMin, con cuatro GDL

3.2. Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression (WOTAS).

Esta ortesis está diseñada para aquellos pacientes con temblor, un trastorno de origen neurológico y donde el uso de la biomecánica y la rehabilitación se presentan como una alternativa al uso de los medicamentos.

En las siguientes imágenes se aprecia a un paciente con la ortesis WOTAS fijada al brazo derecho. El dispositivo robot abarca las articulaciones del codo y de la muñeca, siendo capaz de aplicar estrategias de supresión del temblor, tanto para la flexión del codo, como la flexión y extensión y la prono supinación de la muñeca (Manto y otros, 2007, pág. 417).



Fig. 22. Figura Lateral WOTAS. Recuperado de Exoskeleton in Rehabilitation Robotics, Rocon y Pons, 2011, pág. 76.



Fig. 23. Figura frontal WOTAS. Recuperado de Exoskeleton in Rehabilitation Robotics, Rocon y Pons, 2011, pág. 76.

3.3. Motorized Upper Limb Orthotic System (MULOS).

Esta ortesis parte de un estudio de la *University of Newcastle-upon-Tyne* (Jhonson y otros, 2001) de Gran Bretaña, mediante el desarrollo de ortesis modulares con la forma de las extremidades superiores y cinco GDL, y diseñado para tres modalidades diferentes de ayuda al paciente: asistencia, ejercicios musculares y movimiento pasivo continuo. El problema de este proyecto es que no desarrolla de forma adecuada el control de la ortesis, aunque se concentra en que la interfaz hombre-robot sea tan natural como sea posible. Utiliza la energía de los resortes de la ortesis para el movimiento de la misma.



Fig. 24. MULOS. Recuperado de Jhonsony otros, 2001, pág. 281.

Presenta gran dificultad en el diseño del hombro, ya que un estudio inicial de su modelado mostró que se necesitaba una gran fuerza de torsión para poder elevar el brazo, bien en función de extensión, bien en función de abducción.

3.4. Functional upper arm orthosis.

Es un proyecto conjunto entre el *Alfred I. DuPont Hospital for Children* y la *School of Biomedical Engineering, Science and Health Systems at Drexel University* (<http://drexel.edu/biomed/>) en los Estados Unidos, (*Sarakoglou y otros, 2007, pág. 503*) pensado para personas que, a causa de enfermedades como la distrofia muscular, tienen poca fuerza en los brazos.

Pretende proporcionar al paciente una sensación de *flotación* que le permita mover los brazos mediante el equilibrio del mismo, el antebrazo y la mano, con cuatro GDL. Lamentablemente no se ajustó a los objetivos previstos debido, principalmente, al tipo de movimiento desarrollado por el paciente y la ortesis.

3.5. Prótesis y ortesis comercializadas.

En los apartados anteriores se ha podido ver como la comunidad científica desarrolla distintas prótesis y ortesis.

La forma en que estos estudios se plasman en su desarrollo final es la producción de dichas prótesis y ortesis por distintas empresas, relacionando a continuación algunos de los exoesqueletos comercializados.

3.5.1. X-Ar Exoskeleton Arm Support.

Desarrollado por la empresa *Equipois Defy Gravity* (www.equipoisinc.com, s.f.). Tiene un precio de 3950 dólares para cada uno de las extremidades (derecha o izquierda).



Fig. 25. X-Ar Exoskeleton Arm Support.
Recuperado de <http://www.equipoisinc.com>, s.f.



Fig. 26. X-Ar Exoskeleton Arm Support.
Recuperado de <http://www.equipoisinc.com>, s.f.

3.5.2. PowerGrip Assisted Grasp Orthosis.

Desarrollado por la empresa JAECO Orthopedic (www.JAECOOrthopedic.com, 2009), fundada en 1953 con la producción de prótesis de ayuda a personas que habían padecido polio. El precio de esta ortesis es de 2995 dólares.



Fig. 27. PowerGrip Assisted Grasp Orthosis. Recuperada de <http://goo.gl/Cu3t8Q>



Fig. 28. PowerGrip Assisted Grasp Orthosis. Recuperada de <http://goo.gl/Cu3t8Q>

3.5.3. Wilmington Robotic EXoskeleton Arm WRex.

También de la empresa Jaeco (www.JAECOOrthopedic.com, 2009), el WRex está diseñado para ayudar a las personas discapacitadas con músculos subdesarrollados en sus brazos, especialmente niños.

Es un exoesqueleto robot que se une al cuerpo y utiliza un conjunto de bandas de resistencia y barras de metal para proporcionar una resistencia artificial.

Aunque con anterioridad solo estaba disponible como un accesorio para su uso con sillas de ruedas, la tecnología de impresión 3D ha hecho posible la creación de una versión ligera usando una placa posterior de plástico.



Fig. 29. WRex. Recuperado de www.theverge.com

4. LA EXTREMIDAD SUPERIOR.

4.1. Introducción.

Para el diseño del brazo robot, que debe sustituir las funciones del paciente al que está destinado, se deben conocer unos parámetros, donde es de extrema importancia saber las dimensiones de cada una de las partes en que está compuesto: mano (pinza), longitud del antebrazo y longitud del brazo, el sistema mecánico, funcionamiento de las distintas articulaciones, motores y servomotores, tipos de materiales a utilizar y forma de sujeción del brazo robot al citado paciente.

Es por lo que se ha de conocer un mínimo de nociones de anatomía de la extremidad superior, así como conceptos como antropometría, biomecánica, ergonomía, grados de libertad (GDL).

4.2. Anatomía de la extremidad superior.

La extremidad superior está compuesta anatómicamente por cuatro regiones o partes: hombro o cintura escapular, brazo, antebrazo y mano.



Fig. 30. Extremidad superior. Recuperado de <https://goo.gl/K0vPIS>

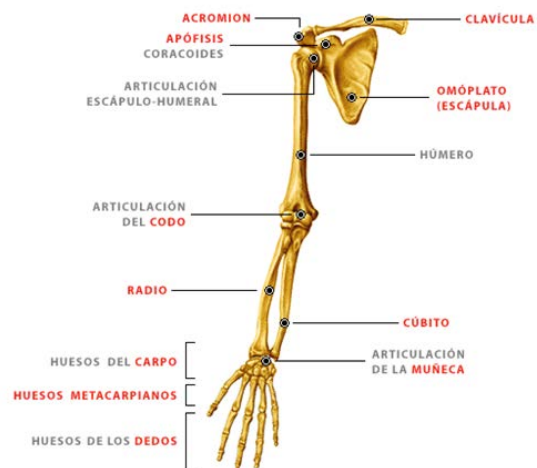


Fig. 31. Articulaciones y huesos de la extremidad superior. Recuperado de <https://goo.gl/duHkMA>

Como se aprecia en las imágenes superiores, entre cada región hay una articulación, cuya función es la de unir a los distintos componentes de la extremidad, permitiendo el movimiento de sus distintas partes, soportando las cargas del mismo.

4.2.1. Movimientos de las articulaciones.

El movimiento del cuerpo humano se realiza en tres planos: el plano frontal, que divide el cuerpo en dos mitades, anterior y posterior; el plano sagital, que divide el cuerpo en dos mitades, izquierda y derecha; y el plano transversal, que divide el cuerpo en dos mitades, superior e inferior.

Los ejes de movimiento del cuerpo humano son: anteroposterior, que se dirige de delante hacia atrás y es perpendicular al plano frontal; vertical o longitudinal, que se dirige de arriba hacia abajo y es perpendicular al plano horizontal y transversal, que se dirige de lado a lado y es perpendicular al plano sagital.

Los movimientos corporales básicos se definen en relación a dichos ejes y planos, y son:

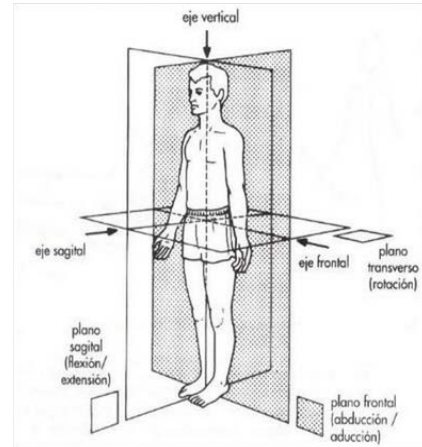


Fig. 32. Ejes y planos del cuerpo humano. Recuperado de <http://goo.gl/QWFiSS>

<p><i>Flexión</i></p>	<p>Movimiento articular que desplaza el segmento corporal hacia adelante del plano frontal.</p>	
<p><i>Extensión</i></p>	<p>Movimiento articular que desplace el segmento corporal hacia atrás del plano frontal.</p>	
<p><i>Abducción o alejamiento</i></p>	<p>Movimiento articular que desplaza el segmento corporal alejándolo del plano medial sagital del cuerpo (separa del cuerpo).</p>	
<p><i>Aducción o acercamiento</i></p>	<p>Movimiento articular que desplaza el segmento corporal acercándolo al plano medial sagital del cuerpo (acercándolo al cuerpo).</p>	

Fig. 33. Flexión/extensión. Recuperado de <http://goo.gl/l2gbKd>

Fig. 34. Abducción/aducción. Recuperado de <http://goo.gl/pvam9S>



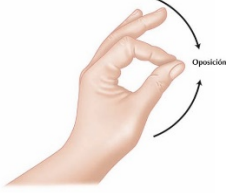

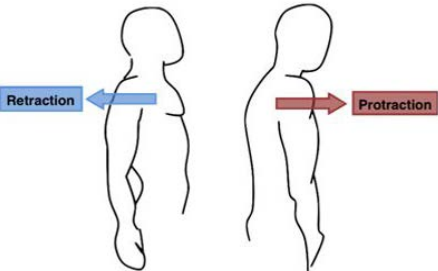
<p><i>Circundicción.</i></p>	<p>Asociación de movimientos simples y como consecuencia de la una sucesión de movimientos de flexión, abducción, extensión y aducción</p>	 <p><i>Fig. 35. Circundicción. Recuperado de https://goo.gl/K2z7t0</i></p>
<p><i>Pronación.</i></p>	<p>Movimiento del antebrazo alrededor de su eje longitudinal de manera que la palma quede orientada hacia atrás.</p>	 <p><i>Fig. 36. Pronación/supinación. Recuperado de</i></p>
<p><i>Supinación.</i></p>	<p>Movimiento del antebrazo alrededor de su eje longitudinal de manera que la palma quede orientada hacia delante.</p>	<p><i>Fig. 36. Pronación/supinación. Recuperado de</i></p>
<p><i>Oposición.</i></p>	<p>Movimiento por el cual se aproximan el pulpejo del pulgar con el pulpejo de cualquier otro dedo de la mano.</p>	 <p><i>Fig. 37. Oposición. Recuperado de https://goo.gl/OrtO9E</i></p>
<p><i>Reposición.</i></p>	<p>Movimiento que realiza el pulgar desde la oposición, hasta la posición anatómica.</p>	 <p><i>Fig. 38. Reposición. Recuperado de http://goo.gl/mgVwF8</i></p>
<p><i>Antepulsión/retropulsión.</i></p>	<p>Movimiento de desplazamiento de un segmento hacia adelante o hacia atrás. En el caso del hombro se llama protracción.</p>	 <p><i>Fig. 39. Antepulsión/Retropulsión. Recuperado de https://goo.gl/V2BAOm</i></p>

TABLA 1. Movimientos del cuerpo. Elaboración propia y de Kapandji, 2006.

4.2.2. Las articulaciones.

Una articulación es la unión de dos piezas rígidas que permite el movimiento de una de ellas (DRAE, 2016). En anatomía, una articulación es el elemento de unión entre dos huesos próximos. Las funciones más importantes de las articulaciones son de constituir puntos de unión del esqueleto y producir movimientos mecánicos, proporcionándole elasticidad y plasticidad al cuerpo, además de ser lugares de crecimiento (<http://www.edvillajunco.es>).

Una clasificación de las articulaciones es la siguiente:

- Articulaciones fijas o sinartrosis: Fibrosas e inmóviles como el cráneo.
- Articulaciones semimóviles o anfiartrosis: Cartilaginosas y más o menos móviles (vértebras).
- Articulaciones móviles o diartrosis, también llamadas *sinoviales*: Son las más móviles, con presencia de cavidad articular entre los dos huesos que se articulan. Permiten realizar movimientos en 1, 2 o 3 ejes.
 - Articulaciones en bisagra, o troclear: Las superficies articulares están moldeadas de manera tal que solo permiten realizar dos tipos de movimientos flexión y extensión, como el codo.
 - Articulaciones planas, deslizantes o artrodiás: Se caracterizan porque sus superficies articulares son planas y sólo permiten movimientos de deslizamiento.
 - Articulaciones en pivote: Las superficies articulares están moldeadas de forma parecida a un pivote y sólo permiten movimientos de rotación lateral y rotación medial, como el codo.
 - Articulaciones esféricas: Se caracterizan por el libre movimiento en cualquier dirección, como por ejemplo, la cadera y el hombro.
 - Articulaciones en "silla de montar" o de "encaje recíproco": Su forma es similar a la de una silla de montar.

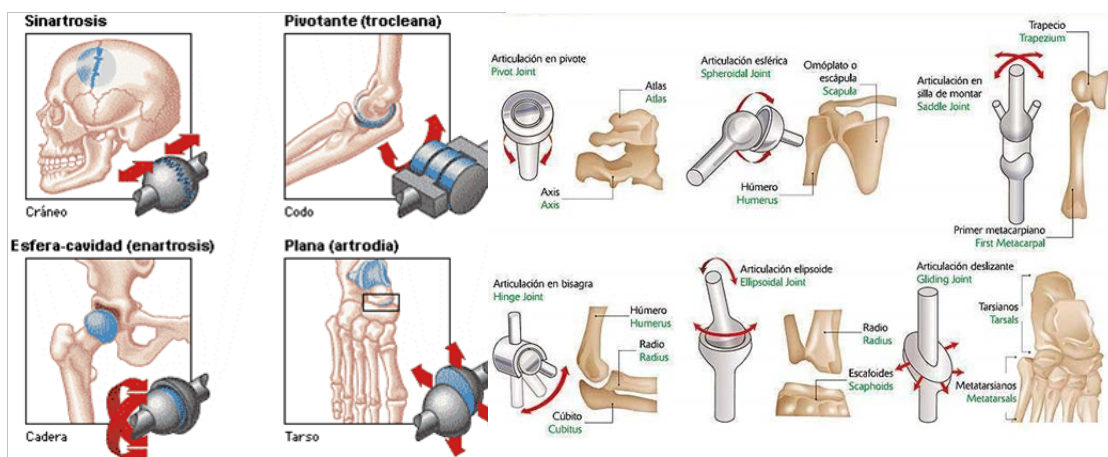


Fig. 40. Tipos de articulaciones. Recuperado de <http://goo.gl/yE8FFb>

4.2.1.1. Articulación del hombro.

El llamado *complejo del hombro* es un término que a veces se usa para abarcar todas las otras estructuras implicadas de esa parte del cuerpo y que se compone de la escápula, la clavícula, el esternón, el húmero y la caja torácica, con la articulación esternoclavicular, la articulación glenohumeral y la articulación escapulotorácica (Lippert, pág. 115).

El propósito de la extremidad superior en general, y del hombro en particular, es permitir colocar la mano en diversas posiciones, así como poder realizar todas las tareas de la que ésta es capaz, ya que la articulación del hombro, o articulación glenohumeral, es la que mayor movilidad tiene de todo el cuerpo humano.

Los músculos del hombro colaboran a la realización de seis movimientos diferentes del brazo: la antepulsión, la retropulsión, la abducción, la aducción, la rotación interna y la rotación externa (García Ávila, 2014, pág. 16).

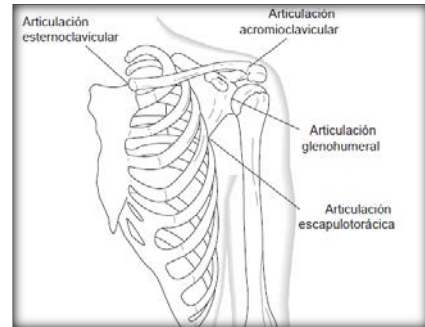


Fig. 41. Complejo del hombro. Recuperado de Lippert, pág. 115.

4.2.1.2. Articulación del codo.

Es la articulación que une el brazo (segmento superior) con el antebrazo (segmento inferior) y que permite movimientos de flexión, extensión, pronación y supinación. Es una potente palanca de primer género.

La articulación del codo tiene una doble función: por una parte permite la flexión y la extensión del codo y por otro lado permite al antebrazo girar sobre su eje longitudinal dando muchas posibilidades de orientación a la mano (García Ávila, 2014, pág. 20).

La flexión del codo es el movimiento que permite acercar las caras anteriores del brazo y del antebrazo.



Fig. 42. Movimientos del brazo y del antebrazo. Recuperado de García Avila, 2014, pág. 20.

4.2.1.3. Articulación de la muñeca.

Es la articulación que pone en contacto el antebrazo con la mano y tiene tres articulaciones independientes lo que permite a la mano gran movilidad.

Por una parte la articulación radiocarpiana (formada por el extremo inferior del radio y la primera fila de los huesos del carpo), por otro lado la articulación mediocarpiana (entre las dos filas de los huesos del carpo) y, por último, la articulación carpometacarpiana (entre los huesos carpianos y metacarpianos).

Permite realizar movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción y combinando todos estos, realizar movimientos de circunducción.

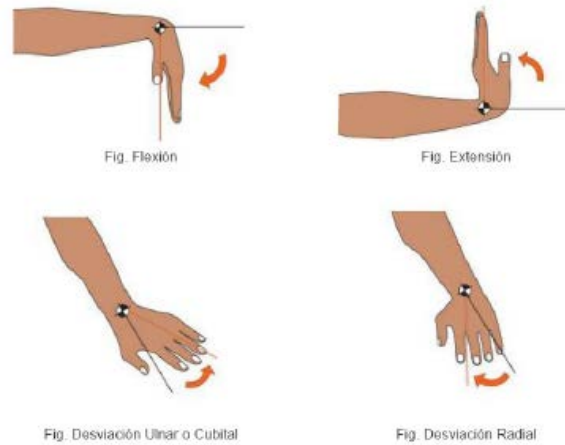


Fig. 43. Movimientos de la muñeca. Recuperado de García Ávila, 2014, pág. 23.

4.3. Ergonomía y cinemática del brazo. GDL.

La ergonomía es una parte fundamental a la hora de implementar el diseño de cualquier producto o sistema, siendo su objetivo prioritario la adaptación de este a las capacidades y posibilidades del ser humano.

Etimológicamente, el término “ergonomía” proviene del griego “nomos”, que significa norma, y “ergo”, que significa trabajo. Ergonomía significa literalmente el estudio o la medida del trabajo.

El objetivo que se propone la ergonomía es que las personas y la tecnología funcionen en armonía. Esta disciplina, por lo tanto, está enfocada a evitar las lesiones y enfermedades del hombre que pueden producirse debido a un mal uso de la tecnología y de los entornos de trabajo.

La ergonomía es un aspecto primordial a tener en cuenta a la hora de concebir el diseño del brazo robot y para eso es imprescindible conocer la cinemática del brazo humano, recordando que la cinemática es una rama de la mecánica que describe el movimiento de un cuerpo, sin atender a las fuerzas o momentos que producen el movimiento, aunque en biomecánica, el término *cuerpo* se emplea de forma vaga para describir todo el cuerpo, o cualquiera de sus partes o segmentos, como huesos o regiones individuales.

Por tanto, el brazo robot deberá estar diseñado de forma que sea capaz de superar por sí mismo las tensiones de sus articulaciones y, a la vez, no transmitir ningún tipo de tensión al cuerpo del paciente, debiendo adaptarse de la forma más cómoda –ergonómica– posible, a la vista de lo cual se ha de hacer

que el proyecto cumpla estándares de ergonomía, como pueden ser reducir el peso y volumen de tal modo que no afecte al funcionamiento del mismo.

4.3.1. Grados de libertad del aparato superior.

Cada uno de los movimientos independientes que puede realizar cada articulación con respecto a la anterior se denomina *grado de libertad* (GDL). El número de grados de libertad del robot viene dado por la suma de los grados de libertad de las articulaciones que lo componen. Las articulaciones se mueven en distintas direcciones, ya que el movimiento se realiza en torno a ejes y planos articulares.

En cuanto a los grados de libertad, GDL, cada articulación tiene unos ejes de rotación, que varían desde uno, en las articulaciones de los dedos, hasta tres o más en la columna vertebral, para flexión anterior, posterior y lateral y para rotación. La articulación del hombro es multiaxial siendo su centro de rotación desplazable, dentro de una zona bastante amplia (UNE-EN ISO 15536-1, 2008, pág. 14).

La movilidad de un sistema mecánico se puede clasificar de acuerdo con el número de grados de libertad (GDL) que posee. El GDL del sistema es igual al número de parámetros (mediciones) independientes que se requieren para definir de manera única su posición en el espacio en cualquier instante de tiempo. Hay que observar que el GDL se define con respecto a un marco de referencia seleccionado. Cualquier cuerpo rígido en el espacio tridimensional tiene seis grados de libertad y si su número es mayor se llama redundancia (Norton, pág. 27 y ss.).

Los GDL dependen de las características anatómicas de cada articulación, sin embargo, el número máximo en una articulación es de tres GDL:

- 1.- Flexión- extensión.
- 2.- Abducción- aducción.
- 3.- Pronación-supinación.

Para determinar los grados de libertad de un mecanismo se utiliza la ecuación de Grüeber:

$$GDL = 3N - 2J - 3G \quad (1)$$

Donde:

- GDL = Grados de Libertad.
- N= Número de eslabones.
- J = Número de juntas o pares.
- G= Número de eslabones fijos.

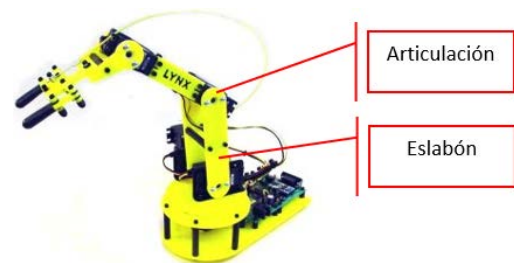


Fig. 44. Brazo robot. Recuperado de <https://goo.gl/xEplpM>

En general, mecánicamente un robot está formado por una serie de elementos o eslabones unidos mediante articulaciones que permiten un movimiento relativo entre cada dos eslabones consecutivos (Aguilar Romero, 2012, pág. 24).

En industria, la constitución física de la mayor parte de los robots guarda semejanza con la anatomía del brazo humano.

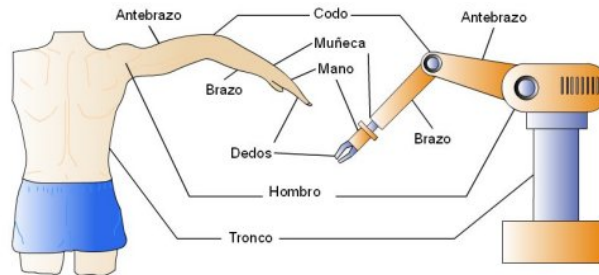


Fig. 45. Analogía extremidad superior-brazo de robot.
Recuperado de <https://goo.gl/g658U1>.

Al estudiar el miembro superior la mayoría de los autores consideran que el movimiento se logra a través de 7 GDL, si no tenemos en cuenta los movimientos de la mano: 3 GDL en el hombro (flexo-extensión, abducción-aducción y rotación), 1 GDL en el codo (flexo-extensión) y 3 GDL en la muñeca y antebrazo (pronosupinación, flexo extensión y abducción-aducción también llamados desviación radial y cubital) (Gorosabel Mendikute, 2009, pág. 20).

4.4. Biomecánica.

La biomecánica es el estudio de la aplicación de las leyes de la mecánica a la estructura y el movimiento de los seres vivos (DRAE, 2016). Es una disciplina que se encarga del estudio del cuerpo, como si éste se tratara simplemente de un sistema mecánico: todas las partes del cuerpo se comparan con estructuras mecánicas y se estudian como tales. Se pueden determinar las siguientes analogías (Darby, pág. 35).

- Huesos: palancas, elementos estructurales.
- Masa muscular: volúmenes y masas.
- Articulaciones: cojinetes y superficies articuladas.
- Tejidos de recubrimiento de las articulaciones: lubricantes.
- Músculos: motores, muelles.
- Nervios: mecanismos de control y retroalimentación.
- Órganos: suministro de energía.
- Tendones: cuerdas.
- Tejidos: muelles.
- Cavidades corporales: globos.

El objetivo principal de la biomecánica es estudiar la forma en que el organismo ejerce fuerza y genera movimiento. Esta disciplina se basa principalmente en la anatomía, las matemáticas y la física. Las disciplinas afines son la antropometría, la fisiología del trabajo y la cinemática.

Dos principios importantes de la biomecánica son:

1. Los músculos funcionan por pares. Los músculos sólo pueden contraerse, de forma que en cada articulación deberá haber un músculo o grupo muscular que desplace la articulación en una dirección, y un músculo o grupo muscular correspondiente que la desplacen en la dirección opuesta.
2. Los músculos se contraen más eficazmente cuando el par de músculos está en equilibrio relajado. El músculo actúa con mayor eficacia cuando se encuentra en el punto medio del recorrido de la articulación que flexiona. Esto sucede por dos motivos: en primer lugar, si el músculo trata de contraerse cuando está acortado, tirará del músculo opuesto que está alargado. Este último, al estar extendido, ejercerá una fuerza elástica contraria que el músculo contraído tendrá que vencer.

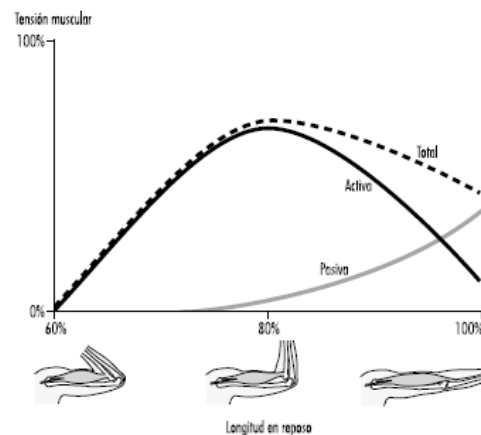


Fig. 46. Variación de la fuerza del músculo en función de su longitud. Recuperado de Darby, pág. 35.

Por tanto, al emular el brazo robot diseñado al brazo cuya función quiere suplir, deberá cumplir las leyes básicas que se usan en la biomecánica, que no son otras que las leyes de Newton: ley de inercia, ley de fuerza y ley de acción y reacción.

4.5. Nociones de antropometría.

Ya se ha citado que no se puede afrontar el diseño del brazo robot sin conocer las medidas del mismo, ya que estas no pueden establecerse de forma aleatoria.

El término antropometría proviene del griego *anthropos* (hombre) y *metrikos* (medida) y trata del estudio cuantitativo de las características físicas del hombre (Valero Cabello, pág. 2).

La antropometría es el estudio y medida de las dimensiones físicas y de la masa del cuerpo humano, así como de sus partes (externas) constitutivas (UNE-EN ISO 15535, 2007, pág. 9).

La antropometría estática o estructural es aquella cuyo objeto es la medición de dimensiones estáticas, es decir, aquellas que se toman con el cuerpo en una posición fija y determinada.

Sin embargo, el hombre se encuentra normalmente en movimiento, de ahí que se haya desarrollado la antropometría dinámica o funcional, cuyo fin es medir las dimensiones dinámicas que son aquellas medidas realizadas a partir del movimiento asociado a ciertas actividades (Valero Cabello, pág. 3).

Del cuerpo humano pueden tomarse gran número de datos antropométricos estáticos diferentes, que pueden interesar en función de lo que se esté diseñando.

El cuerpo humano tiene unas dimensiones que se distribuyen normalmente, es decir, mediante la distribución de Gauss.

Esto es aplicable a la una población homogénea, donde la distribución de cualquiera de sus dimensiones antropométricas es Normal y, por ello, las estimaciones, cálculos y, en general cualquier tratamiento estadístico, puede efectuarse según las propiedades de esta distribución, lo que es muy conveniente dada la facilidad que el tratamiento de esta distribución supone (Valero Cabello, pág. 5).

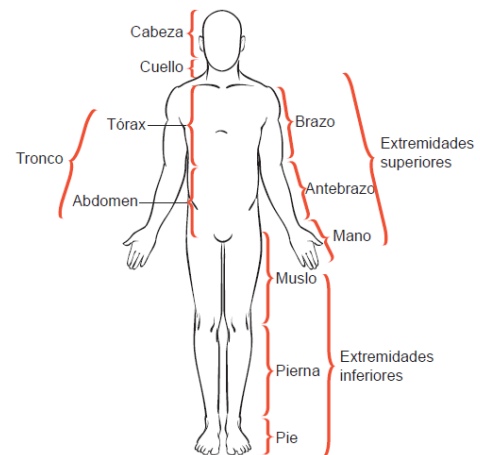


Fig. 47. Segmentos corporales (Posición anatómica). Recuperado de Lippert, pág. 4.

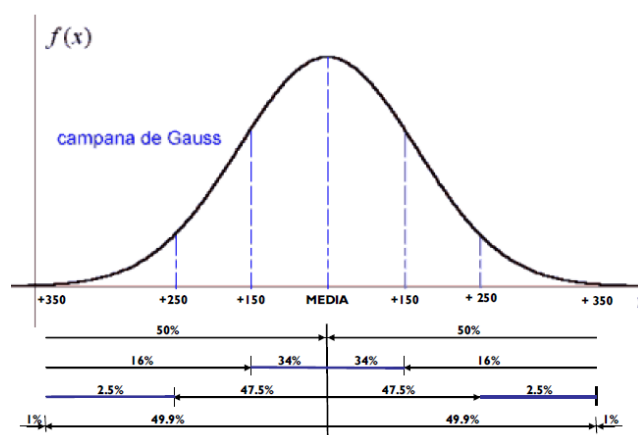


Fig. 48. Curva de distribución Normal. Recuperado de Valero Cabello, pág. 6.

4.5.1. Longitudes del miembro superior.

4.5.1.1. Definiciones

Las medidas antropométricas fundamentales (UNE-EN ISO 7250-1:2008, 2010) vienen definidas:

Estatura

Distancia vertical desde el suelo hasta el punto más alto de la cabeza.

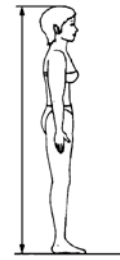


Fig. 49. Estatura.

Altura de los hombros

Distancia vertical desde el suelo hasta el acromion³.

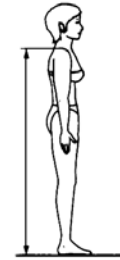


Fig. 50. Altura de hombros

Altura del codo

Distancia vertical desde el suelo hasta el punto óseo más bajo del codo flexionado.



Fig. 51. Altura del codo

Longitud hombro-codo

Distancia vertical desde el acromion hasta el punto más bajo del codo flexionado en ángulo recto.



Fig. 52. Longitud hombro-codo

³ Punto más lateral de la espina lateral del borde del omóplato.

**Longitud codo-
muñeca**

Distancia horizontal desde la pared hasta la muñeca (apófisis estiloides del cúbito).



Fig. 53. Longitud codo-
muñeca

**Longitud de la
mano**

Distancia perpendicular medida desde una línea recta trazada entre las apófisis estiloides hasta la punta del dedo medio.

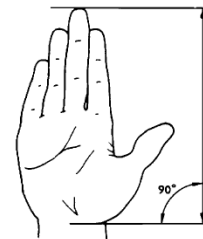


Fig. 54. Longitud de la
mano

TABLA 2. Definiciones y figuras recuperadas de UNE-EN ISO 7250-1:2008, 2010, pág. 12 y ss.

4.5.1.2. Medidas.

Según los datos antropométricos de la población española (Carmona Benjumea) se referencias las siguientes medidas:

Designación

Longitud hombro- codo	354,75 mm
Longitud de la mano	182,94 mm
Longitud del dedo índice	72 mm
Longitud codo-puño	335,93 mm
Longitud codo-punta de dedos	447,32 mm

TABLA 3. Detalle de datos antropométricos de la población laboral española (diciembre 1996), corregidos octubre 1999. Elaboración propia a partir de tabla de Carmona Benjumea, pág. 13 y ss.

5. DISEÑO DEL BRAZO ROBOT.

5.1. Consideraciones previas.

Se ha podido leer en apartados anteriores que el campo de la robótica de rehabilitación es muy amplio, abarcando, no solo al tipo de extremidad del cuerpo, superior o inferior, sino al uso que se quiere dar: rehabilitación, prótesis, ortesis, etc.

El carácter multidisciplinar para el completo desarrollo del brazo robot que se diseña hace que haya de tenerse en cuenta los siguientes criterios para su consecución:



Fig. 55. Flujograma con los criterios para el desarrollo de un brazo robot. Elaboración propia y de Frumento, y otros, 2010, pág. 33.

Se puede apreciar que el flujograma anterior conduce al precio del producto final. La referencia al precio no sólo es al precio de los distintos materiales y mano de obra que conforman el producto –el brazo robot- sino a los costes indirectos que comporta la I+D del mismo.

La referencia “el diseño industrial tiene la función de proyectar la forma de los productos industriales y esto significa coordinar, integrar y articular todos aquellos factores que, de un modo u otro, participan en la forma constitutiva de un producto. Y, más precisamente, se alude tanto a los factores relativos al uso, a la fruición y consumo individual o social del producto” (Hernandis Ortuño e Iribarren Navarro, 1999, pág. 17 y ss.), viene a justificar las herramientas utilizadas para el diseño y producción del brazo robot.

Como ya se citó en la introducción, el brazo robot que se diseña en el presente TFG es un dispositivo híbrido entre prótesis, pues no sustituye a ninguna extremidad amputada, y ortesis, ya que se adapta por encima de la extremidad superior, para, si bien no llegar a modificar las características estructurales o funcionales de la misma, sí permitir al paciente poder realizar parte de las funciones que la enfermedad le impide realizar a dicho miembro mediante el uso de dispositivos de control.

Dadas las características funcionales y anatómicas del miembro superior, que de forma sucinta se señalan en el [Punto 4.2](#), se consideran los problemas que el diseño del brazo robot puede plantear:

1. Dimensiones, para lo que se ha tenido en cuenta las medidas antropométricas vistas en el [Punto 4.5.1.2](#).
2. Capacidad de la zona de impresión de la impresora 3D, por lo que se adecuará el diseño de cada una de sus partes.
3. Tamaño y características de los distintos mecanismos que posibilitan el correcto movimiento del brazo, teniendo en cuenta que dichos mecanismos son parte original del proyecto general y, por tanto, este TFG debe adaptarse a estos condicionantes.
4. Elección y diseño de engranajes

Para ello, mediante el uso del programa Autodesk Inventor^{®4}, y partiendo desde cero, al no encontrarse dispositivos similares ([Punto 3](#)) se fue plasmando una serie de ideas al estilo de *brainstorming* para posteriormente ir perfilando el proyecto final el cual será impreso en una impresora 3D.

Los cálculos necesarios para el correcto diseño del brazo robot, se han tenido que realizar a la vez que se planteaban cada una de las piezas que lo componen, como ejemplo, la pieza que contiene el servomotor que mueve los dedos y sus correspondientes engranajes. En este capítulo dichos cálculos se recogen en un apartado concreto ([Punto 5.5](#)) quedando separados del apartado de diseño para mayor practicidad.

Es necesario señalar que para los distintos cálculos, que para el correcto diseño del brazo robot se tienen que realizar, se debe conocer las masas de sus distintos elementos.

Resulta obvio decir que el diseño y los cálculos se han realizado de manera prácticamente simultánea, pues no se pueden conocer la masa de un elemento si antes no se ha diseñado y se verificado la cantidad de material necesario para su impresión mediante el programa Cura.

⁴ *Inventor es un paquete de modelado paramétrico de sólidos en 3D producido por la empresa de software Autodesk*

5.2. Mecanismos del brazo.

Como se ha dicho en el punto anterior, para el desarrollo de este TFG en particular y del proyecto en general, el Departamento de Automática de la Universidad Politécnica de Valencia, ya disponía de una serie de elementos como motores, *Harmonic Drive*, acoplamientos, etc., cuyo peso y dimensiones condicionan todo el diseño posterior de los distintos elementos que conforman el brazo robot.

La colocación del cableado que alimenta a los mecanismos no se contempla en este diseño, al ser parte de otros miembros del Grupo Interdisciplinar. No obstante, señalar, que la ubicación del mismo, ya sea por el interior o exterior del brazo robot, no presenta, a priori, alteraciones en el diseño realizado.

5.2.1. Motores eléctricos.

Los motores eléctricos se clasifican tanto por su función como por su configuración eléctrica. Los motores elegidos para este proyecto son clasificados en base a su funcionalidad.

5.2.1.1. Servomotor.

Los servomotores, también llamados *servos*, son motores eléctricos con un sistema de regulación y un sistema que controla su movimiento, de tal forma que se puedan definir sus grados de giro.

Se utilizan dos modelos de servomotores, uno para el movimiento de agarre de la pinza y otros dos, del mismo modelo, para el movimiento de giro de la muñeca de dicha pinza.

El servomotor usado en el movimiento de agarre es el modelo MG959 de la marca Tower Pro.

El servomotor usado para mover la muñeca es el modelo MG958 de la marca Tower Pro.

Las características de dichos servomotores son:

	Modelo MG959	Modelo MG 958
Peso	78 gr.	65 gr.
Dimensiones	40,2 x 20,1 x 36,8 mm.	40,2 x 20,1 x 36,8 mm.
Velocidad de funcionamiento	0,13 sg/60º	0,15 sg/60º
Par (6 V)	2,94 Nm	1,77 Nm
Voltaje	4,8 V a 7,2 V	4,8 V a 6,6 V

TABLA 4. Características técnicas de los servomotores Tower Pro. Elaboración propia a partir de datos de fabricante.

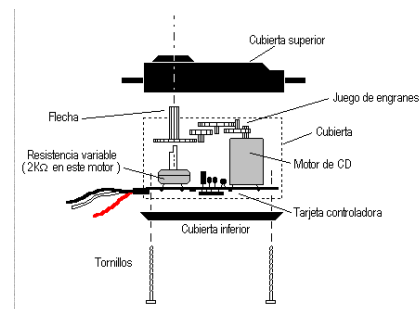


Fig. 56. Partes de un servomotor. Recuperado de <http://goo.gl/mwLUm3>



Fig. 58. Servomotor Tower Pro mod. MG959. Recuperado de <http://goo.gl/6FIC7u>



Fig. 57. Servomotor Tower Pro mod. MG958. Recuperado de <http://goo.gl/Ms9eEP>

5.2.1.2. Motores.

El motor eléctrico de corriente continua es, esencialmente, una máquina que convierte energía eléctrica en movimiento o trabajo mecánico, a través de medios electromagnéticos (*Serrano Iribarnegaray y Martínez Román, 2013, pág. 236 y ss.*).

Las ventajas de este tipo de motores son, entre otras: amplia gama de velocidad, fácil control, gran flexibilidad en las curvas, par-velocidad y amplio rendimiento (*e-ducatica.catedu.es, s.f.*).

Los dos motores utilizados, cuyas características se señalan a continuación, son el modelo EC-90 de la marca Maxon motor.

	Modelo EC-90
Peso	600 gr.
Dimensiones (diámetro)	90 mm.
Velocidad de rotación	3190 rpm
Par	4,44 Nm.
Voltaje	24 V.
Potencia nominal	90W

TABLA 5. Características técnicas del motor Maxon motor. Elaboración propia a partir de datos de fabricante.



Fig. 59. Motor Maxon motor mod. EC 90. Recuperado de <http://goo.gl/ahRW1b>

5.2.1.3. Harmonic Drive.

Se utilizan dos unidades de Harmonic Drive, el cual es un sistema de transmisión de potencia capaz de desarrollar elevadas relaciones de transmisión, aportando al conjunto una elevada exactitud en su posicionamiento, con una relación peso/volumen baja (Castejón y otros, 2009, pág. 51).

En su configuración se puede elegir diferentes combinaciones de rotación entre sus elementos se pueden conseguir numerosas relaciones de transmisión y par.

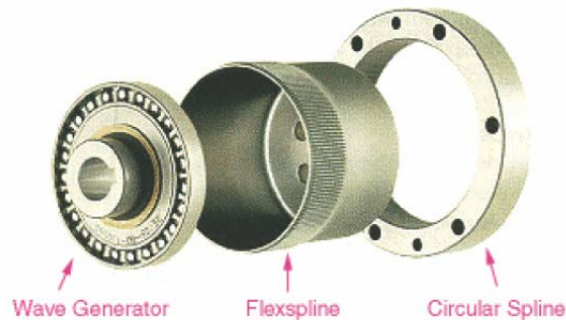


Fig. 60. Despiece de un Harmonic Drive. Recuperado de (Castejón, Garcia-Prada, y Lara, 2009)



Fig. 61. Mecanismo de operación de un Harmonic Drive. Recuperado de Castejón, Garcia-Prada, & Lara, 2009.

Tipo	50 L70C
Relación de reducción	70
Torque	6 NM
Torque max.	16 N
Eficiencia	Ca. 61 %
Velocidad nominal de entrada	3000 rpm
Velocidad máxima de entrada	4000 rpm
Peso	149 g



TABLA 6. Características técnicas del Harmonic Drive®. Mod 50L 70C. Elaboración propia a partir de

Fig. 62. Harmonic Drive. Recuperado de Getriebereinbausatz

5.2.2. Acoplamientos flexibles.

Los acoplamientos son elementos de máquina que permiten unir o acoplar, para comunicar el movimiento entre dos ejes en línea recta con dirección paralela, inclinada o en planos diferentes (*Gutiérrez López, s/f*), siendo de gran importancia su correcta elección pues se debe tener en cuenta factores como su coste, el espacio de montaje y las prestaciones que de ellos se esperan.

La principal característica que tiene un acoplamiento flexible es que puede resolver las desalineaciones entre las uniones de los ejes que dificultan la transmisión del movimiento.

Todo acoplamiento presente en cualquier montaje mecánico tiene que ser capaz de absorber las cargas nocivas que genere el error de desalineación, ya sea sobre los ejes, rodamientos, apoyos y bastidores.



Fig. 63. Acoplamiento flexible. Recuperado de <http://goo.gl/tEwgpT>

En este proyecto se ha utilizado el acoplamiento flexible de la marca Hohner, modelo Afa 2532 d1/d2 10/6 para unir los motores Maxon EC 90, cuyo diámetro de eje de salida es de 10 mm., con el eje de entrada del *Harmonic Drive*, cuyo diámetro es de 6 mm.

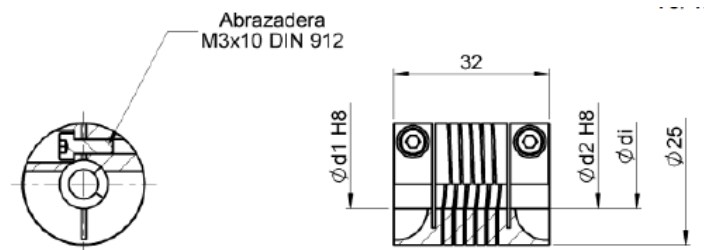


Fig. 64. Ficha técnica del acoplamiento flexible HOHNER Mod. AFA 2532 d1/d2 10/10. Recuperado de <http://goo.gl/3h4JKA>

5.2.3. Engranajes.

Los engranajes son elementos que permiten transmitir rotaciones entre ejes con una relación de velocidades angulares constante, por lo que dada su versatilidad, su relativa sencillez de fabricación y su capacidad para transmitir grandes potencias, los hacen muy idóneos para este proyecto.

Según su disposición se pueden clasificar en (*Avello Iturriagagoitia, 2014, pág. 215 y ss.*):

Ejes paralelos	Engranajes cilíndricos
	Dientes rectos (exteriores o interiores).
	Piñón-cremallera.
	Dientes helicoidales.
Ejes que se cortan	Engranajes cónicos.
	Dientes rectos.
	Dientes espirales.

Dientes que se cruzan

- Hipoides
- Sinfín-corona
- Helicoidales de dientes cruzados

TABLA 7. Tipo de engranajes. Elaboración propia a partir de Avello Iturriagagoitia.

Para este TFG se han elegido los engranajes rectos y los cónicos.

Los engranajes rectos son aquellos donde la sección de corte se mantiene constante a lo largo de su sentido axial (Dudley, pág. 1.26). La sencillez de su diseño y su alta capacidad de transmisión de potencia en ejes paralelos, lo hacen idóneo para el sistema de cierre y apertura de la pinza.

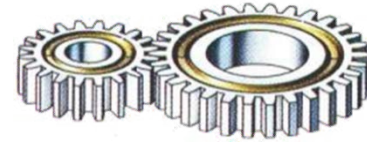


Fig. 65. Engranaje de diente recto. Recuperado de <http://goo.gl/MSOEHw>

Los engranes helicoidales, son aquellos en donde se ha creado un ángulo entre el recorrido de los dientes con respecto al eje axial con el fin de asegurar una entrada más progresiva del contacto entre diente y diente reduciendo el ruido de funcionamiento y aumentando la resistencia de los dientes (Dudley, pág. 1.26).



Fig. 66. Engranaje helicoidal. Recuperado de <http://goo.gl/Z9ICuS>

Al permitir de fuerzas en ejes de 90º se utilizará para los movimientos de codo y de hombro.

5.2.4. Situación de los mecanismos.

En el diseño del antebrazo y del brazo, compuesto por el bíceps y el tríceps, se tendrá muy en consideración el tamaño de los mecanismos descritos y que, como quedó dicho, ya habían sido previamente adquiridos por el Departamento.

Atendiendo a las especificaciones técnicas se hizo un diseño de estos mecanismos para poder emular su colocación real (Fig.67). Dichos elementos serán definidos como *conjunto de mecanismos*.

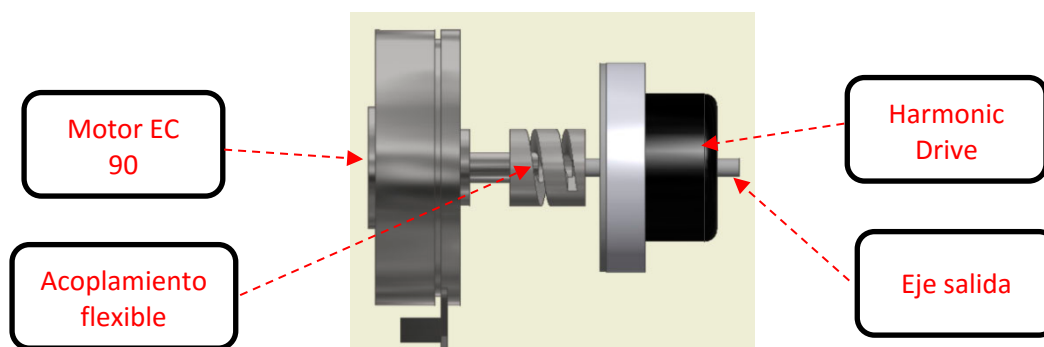


Fig. 67. Esquema de la colocación del conjunto de mecanismos. I.P.

El orden a seguir para la colocación de los mecanismos es, primero el motor Maxxon EC90 que se une al Harmonic Drive gracias al acoplamiento flexible. Desde el Harmonic Drive se conecta al engranaje cónico de cada articulación.

5.3. Diseño conceptual.

En este punto se va a describir los aspectos constructivos que van a dirigir el diseño del brazo robot para buscar las posibles opciones que concluyan en el diseño final.

Los requerimientos de diseño vienen dado por la enfermedad del paciente, el cual debe manejar el brazo robot mediante un dispositivo manual de control.

5.3.1. Diseño de la pinza.

Tanto en los primeros borradores como en el diseño final, y teniendo en cuenta todos los condicionantes citados, se empezó diseñando la estructura de la pinza para, una vez conseguida ésta, pasar a las siguientes partes: brazo, antebrazo, etc.

Las ideas propuestas que se siguieron, y que *a priori* parecían más viables, se desarrollan en los siguientes apartados.

5.3.1.1. Pinza accionada con servomotor a través de un tornillo sin fin.

El primer diseño (Fig. 68) presentaba un *tornillo sin fin* sujeto a un eje que a su vez se conectaba al servomotor. La rotación de este eje desplazaba la pieza central, donde se conectaban los dedos de la pinza, y con ello se generaba el movimiento de apertura y cierre de esta.

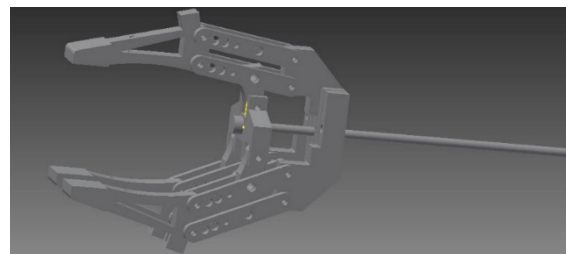


Fig. 68. Diseño preliminar de una pinza para el brazo robot. I.P.

Su estructura, aunque beneficiaba el sincronismo de movimiento de los dedos, planteaba una serie de problemas mecánicos, como la unión del eje roscado al servomotor o la interferencia de la pieza central misma al producirse el agarre de cualquier objeto. Otro problema técnico resultaba ser el servo-motor en sí mismo, ya que su mecánica no permite giros mayores de 360° con lo cual, directamente, la pinza no funcionaba.

5.3.1.2. Pinza accionada con servomotor a través de cables.

El siguiente diseño estudiado consistió en utilizar cables para mover los dedos de la pinza (Figs. 69 y 70) donde, además de la pinza, ya se hace un primer esbozo del antebrazo y de la articulación del codo.

Este planteamiento sigue un camino distinto al anterior, buscando la mejora del agarre de la pinza y el uso óptimo del servomotor. Mediante la interacción de cables por medio de un sistema tensor unido

al servomotor se pretende que los dedos de la pinza se accionen en el movimiento de agarre y cierre. También se empieza a estudiar los mecanismos que podrían simular los otros movimientos de la muñeca y codo.

Un estudio posterior planteó diversos errores en el método de uso de cables ya que estos no funcionarían de la forma adecuada, por causas como su diámetro, sus guías, por la fricción con las distintas superficies de los dedos de la pinza, etc.

Además, su unión al servomotor era de difícil diseño e implementación y el sistema de transmisión de fuerzas para el movimiento de los dedos no permitía una perfecta ejecución de la labor de cierre y apertura de estos.

Otro problema encontrado era el rozamiento entre los dedos al no tener en cuenta en este primer diseño los ejes de rotación que había que aplicar entre las distintas piezas que los formaban.

En este diseño, el sistema de sujeción que se plantea para la unión de las distintas partes se realizaba mediante tornillos auto perforantes y tornillos para Pvc. El problema que plantea este sistema es que no se garantiza un correcto par de apriete, pues puede llegar a producir fisuras en caso de exceso de apriete y producir holguras caso de atornillar/desatornillar repetidamente. Esto se solventó mediante un diseño que permitía la sujeción con tornillo/tuerca. Por último, aparece un peso excesivo de carga, tanto en la articulación como en el mecanismo de rotación de la muñeca.

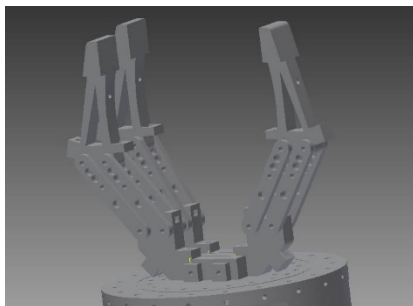


Fig. 69. Diseño preliminar de una pinza para el brazo robot. I.P.

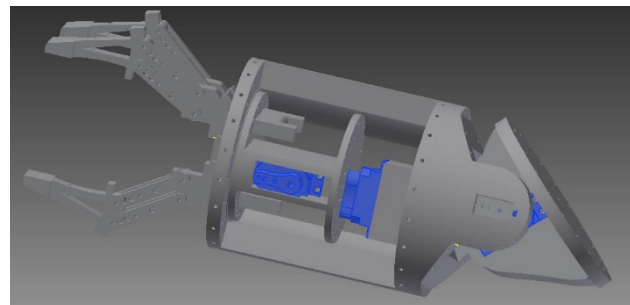


Fig. 70. Diseño preliminar de una pinza y de la muñeca y codo para el brazo robot. I.P.

5.3.1.3. Pinza accionada con servomotor a través de engranajes.

Con este diseño se planteaba solventar el problema del peso excesivo en la pinza, así como de su tamaño.

Para una mayor fiabilidad en el agarre se propuso el uso de cuatro dedos con dos ejes, donde un par de dedos girarían gracias a la transmisión directa del servomotor y el otro par serían movidos por una pieza de arrastre que conectaría a las dos parejas de dedos. El método por el cual el servomotor realizaría la transmisión sería gracias a una cadena de engranajes.

Los peligros que aparecen al usar este método de transmisión de movimiento es el desengrane de los dientes y el posible fallo de los ejes.

5.3.1.4. Selección del diseño final de la pinza para brazo robot.

Entre los modelos estudiados, el diseño escogido para la pinza es la accionada con servomotor a través de engranajes, descrito en el punto anterior, ya que este modelo a pesar de los inconvenientes citados es el que mejor adaptabilidad y diseño presenta.

En esta versión de la pinza se aprecian las mejores cualidades de los otros diseños debido a que permite el uso de cuatro dedos cuyo funcionamiento no puede des-sincronizarse, además de un menor tamaño y un peso notablemente inferior que cualquiera de las otras propuestas.

El uso de los engranajes rectos como transmisión de potencia es la elección más sencilla, tanto en diseño como ejecución respecto al uso de tornillos sin fin y cables. Además, el uso de una impresora en 3D, permite la creación de estos mismos engranajes para las primeras pruebas del prototipo, pudiendo ser fácilmente sustituibles por otro juego no impreso si llegase el momento.

5.3.2. Diseño del brazo.

El diseño del brazo se planteó según la morfología de un brazo humano, la extremidad superior, para que se puedan reproducir algunos de los movimientos del codo y del hombro (*Punto 4.2.*). Dado que no es necesario que el brazo robot realice todos y cada uno de los movimientos de las distintas partes anatómicas de la extremidad superior, ello facilitó el diseño del mismo.

El resto del brazo robot se planteó en las siguientes partes: antebrazo, bíceps, tríceps y hombro.

5.3.2.1. Antebrazo/muñeca.

En primer lugar se planteaba la dificultad de cómo situar y anclar el servomotor que mueve la pinza dentro del antebrazo, ya que hacerlo en la estructura de este último dificulta su ensamblaje. El servomotor realiza la función de movimiento radial de la muñeca. Señalar que la muñeca realiza movimientos de pronación/supinación, pero no realiza movimientos de flexión/extensión.

Para ello, se busca el diseño de una estructura que pueda contener al servomotor y una vez anclado éste a dicha estructura poder ser sujetado al antebrazo.

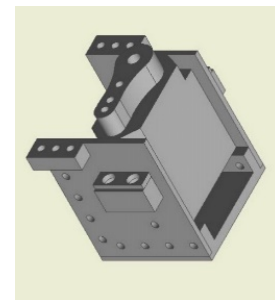


Fig. 71. Primer diseño de la estructura para el servomotor. I.P.

El primer diseño (*Fig. 71*) si bien resolvía el problema de contener al servomotor, presentaba un acople con el antebrazo que daba fragilidad a la estructura. Es por lo que se rediseñó la estructura, eliminando los sistemas de sujeción que pudieran ser redundantes.

En cuanto a la propia pieza del antebrazo, un primer planteamiento invitaba a un diseño de la misma en una sola pieza. Se descartó esta idea de forma inmediata al considerar que su tamaño dificultaba su impresión 3D. Además, un extremo tenía que estar unido a la muñeca y el otro hacer la función de codo, por lo que el diseño de los detalles de los extremos era más sencillo si tomábamos dos piezas que después se unan por su mitad.

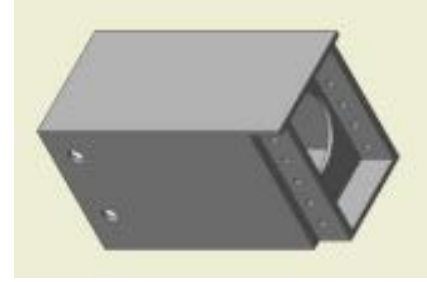


Fig. 72. Primer diseño del antebrazo. I.P.

5.3.2.2. Bíceps y tríceps.

La siguiente parte anatómica a diseñar sería el brazo.

Esta pieza tiene que estar unida por su parte inferior al antebrazo a través de la articulación del codo, y en la parte superior al hombro, mediante un eje. En ambos casos, las uniones deben de tener sus correspondientes mecanismos.

En cambio, el brazo, sí que presenta elementos que condicionan su diseño, pues contiene elementos como los engranajes del codo o la colocación de motores que precisan el que se pueda acceder a ellos.

Es por lo que, como en el caso anterior, aunque en un primer planteamiento se pensara en una pieza única, fue descartada de inmediato para diseñar dos piezas, llamadas bíceps, la parte inferior que se une al antebrazo, y tríceps, la parte superior que se une al hombro.

5.3.2.3. Hombro.

La parte más complicada del diseño del brazo robot reside en la pieza del hombro ya que la *articulación del hombro* es la más difícil de reproducir pues es capaz de generar movimientos en todos los ejes y planos.

Dos líneas de trabajo surgieron del intento de simplificación de esta articulación.

En la primera se pensó en generar la subida y bajada del brazo completo respecto al eje vertical de la persona. Al final se descartó puesto que, aunque ya se han llegado a plantear algunos ejemplos de este tipo de exoesqueletos (Fig 73), su construcción resulta ser bastante laboriosa y costosa, descartándose así la idea.

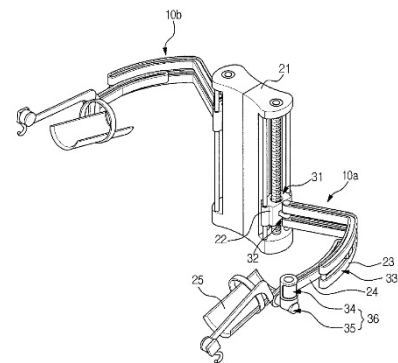


Fig. 73. Exoesqueleto de trabajo de Samsung. Imagen recuperada de <http://goo.gl/qXKvT8>

La otra línea buscó simplificar su movimiento al máximo, reduciéndolo solo a un movimiento de flexión/extensión, usando para ello un eje con un conjunto de engranajes. Esta pieza no realizará movimientos de abducción/aducción.

Para hacer posible este diseño se pensó la creación de una pieza que estuviese sobre el hombro y fuese capaz de integrar una placa de metal con un eje soldado a ella. Dicha pieza se inspiró en las protecciones comerciales de hombro (Fig. 74) que se venden para deportes o como protectores de motorista, etc.



Fig. 74. Protector de hombro ICON D30.
Imagen recuperada de <http://goo.gl/l2xqwk>.

5.4. Diseño de detalle.

Esta fase es la más importante para el éxito del diseño global ya que es donde se diseñan todos los subsistemas que perfectamente combinados crean el producto final.

Al desarrollar el diseño desde cero, todas las piezas fueron creadas teniendo en cuenta el diseño conceptual previamente establecido. Cada una de ellas está pensada para su interacción en conjunto, considerando las restricciones que cada una de ellas impone al conjunto global.

En este proceso de diseño se realizaron en primer lugar los cálculos de las fuerzas que se aplicarían a los dedos de la pinza (Punto 5.5.1.3.) y con los resultados obtenidos se empezó a modelar el resto del brazo, teniendo en cuenta que no todas las partes necesitaron un cálculo previo al diseño. En el Punto 5.5.2 se realizan las operaciones de verificación de resistencia de las piezas sometidas a mayores esfuerzos.

5.4.1. Pinza.

Como la pinza sustituye a las funciones anatómicas de la mano, se presentan cuatro dedos, que se corresponden con dos pulgares y dos índices (Fig 75 y 76).

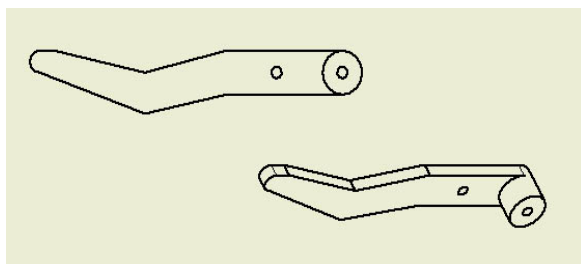


Fig. 76. Dedo pulgar. I.P.

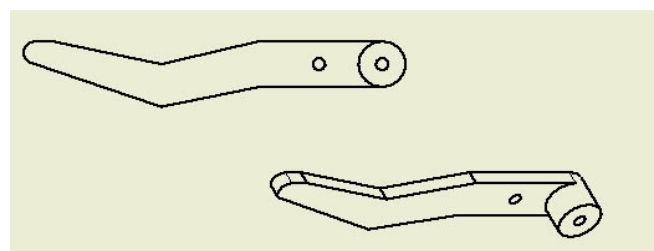


Fig. 75. Dedo índice. I.P.

Según lo planteado en el Punto 4.5.1., la longitud del dedo índice viene estimada en 72 mm. Esta medida se tuvo en cuenta y diseñándose así los dedos índices con una medida relativa de 80 mm de la punta de su eje hasta su centro de rotación. La diferencia de medidas se debe a que mientras que un dedo se articula pudiendo doblarse al coger ciertos objetos, el dedo de la pinza es sólido, con lo que la fuerza se puede distribuir a lo largo de este. Este hecho también es el causante de que posea una forma arqueada y no recta.

El movimiento de cierre de la pinza (los dedos) viene dado por el movimiento de arrastre de los dedos índices por los dedos pulgares. Este movimiento de arrastre se consigue con un eslabón (Fig. 77) que une ambos pares de dedos. Los pertinentes cálculos quedan reflejados en el [Punto 5.5](#).

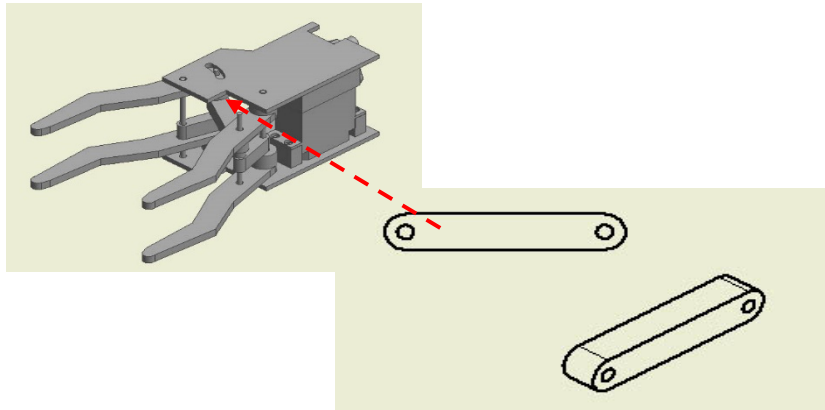


Fig. 77. Detalle del eslabón de unión y localización en la pinza. I.P.

La pinza propuesta tiene cuatro dedos (Fig.78), no buscando en el diseño la oposición de los dedos, por lo cual se presentan desalineados (Fig. 79). Esto tiene como ventaja que elimina cualquier posible rozamiento y permite una mejor sujeción de los objetos.

La estructura de la mano está formada por dos bases y dos motores. El mecanismo de apertura y cierre (dedos, ejes y engranajes) se soporta en estas bases o carcasas. Como ya se especificó anteriormente, esto produce una mayor ligereza al formarse la estructura interna con los elementos motrices y la carcasa con los elementos de sujeción.

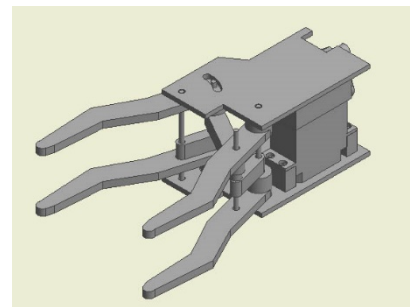


Fig. 78. Pinza definitiva. I.P.

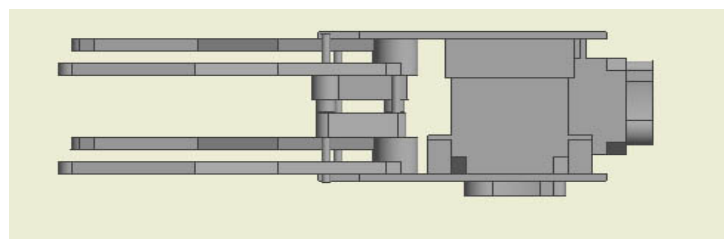


Fig. 79. Vista de la desalineación de los dedos de la pinza. I.P.

Las dos bases contienen los orificios donde se insertarán los correspondientes ejes, la carcasa inferior cuenta además con tres soportes para los motores, dos para sostener el servomotor que mueve el tren de engranajes y uno, que junto con su homólogo en la carcasa superior, sostiene el servomotor que permite la rotación de la pinza.

La carcasa superior contiene el soporte del servomotor de giro antes mencionado y además, una base para el servomotor del tren de engranajes.

Aunque las piezas que ejercen función de sujeción de los servomotores pueden presentar problemas de rotura al aplicar fuerzas laterales, se dan por correctas ya que se aplicarán fuerzas de compresión en ellas y se les dará un refuerzo al hacer pasar tornillos por sus respectivos orificios.

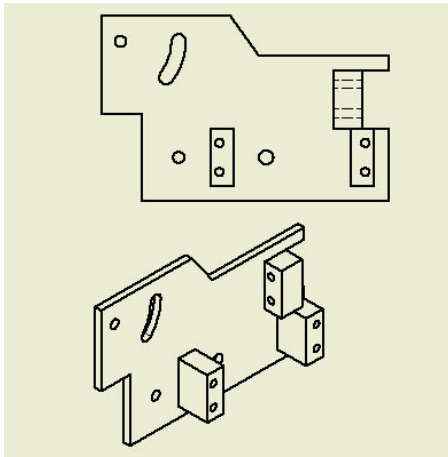


Fig. 81. Carcasa inferior. I.P.

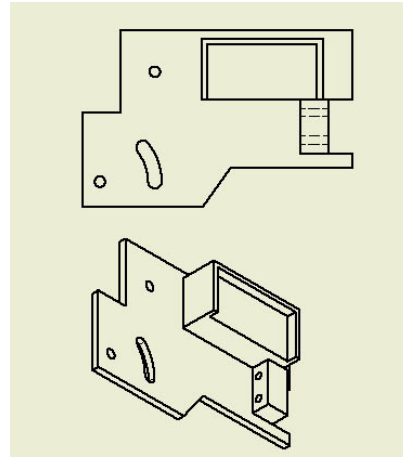


Fig. 80. Carcasa superior. I.P.

5.4.2. Pasador de la muñeca.

La unión de la pinza a la muñeca se efectúa a través de un pasador (Fig.82) que permite el movimiento de rotación respecto al eje Y de la pinza mediante el segundo servomotor que forma la pinza. Este pasador, a su vez, permite el giro respecto del eje Z al actuar el motor acoplado a la muñeca.

Gracias al orificio que la pieza presenta en la parte de su cuerpo longitudinal, el servomotor de la pinza se puede atornillar a él, fijándolo, y permitiendo el giro respecto al eje Y.

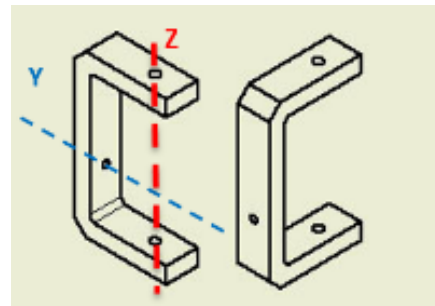


Fig. 82. Pasador. I.P.

Los dos orificios restantes están diseñados para permitir su giro en el eje Z, atornillando uno de ellos al servomotor de la muñeca y usando el restante como eje de giro.

5.4.3. Muñeca.

La muñeca se forma mediante tres piezas, quedando su forma como se aprecia en la Fig. 84, pensada de igual forma a la estructura de la pinza (Fig. 83), conteniendo el motor en la carcasa para que actúe de estructura interna.

Las partes de la muñeca se sujetan entre sí mediante tornillos. Las dos paredes de la muñeca se atornillan a la base mediante seis tornillos y posteriormente se atornillan al antebrazo mediante cuatro tornillos más.

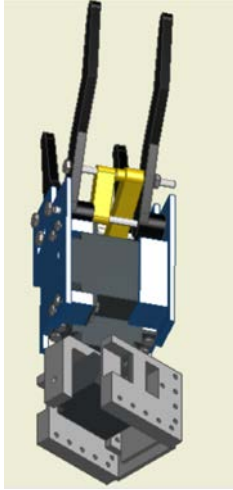


Fig. 83. Pinza y muñeca. I.P.

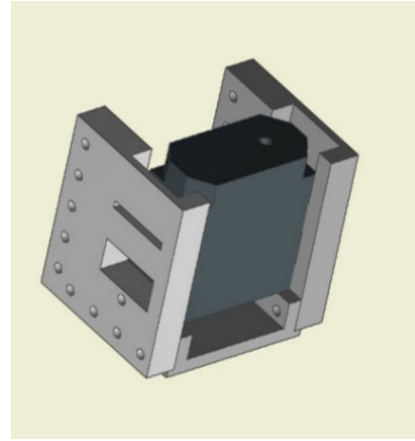


Fig. 84. Muñeca. I.P.

El servomotor se introduce en los orificios que presentan las paredes y se atornillan a su vez utilizando los salientes que tienen para este fin.

La base de la muñeca ha sido dotada también de un orificio que permite la unión y rotación del eslabón de unión mediante un tornillo con su correspondiente tuerca.

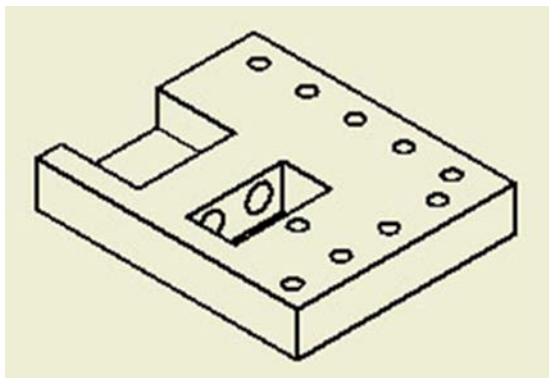


Fig. 86. Pared izquierda de la muñeca. I.P.

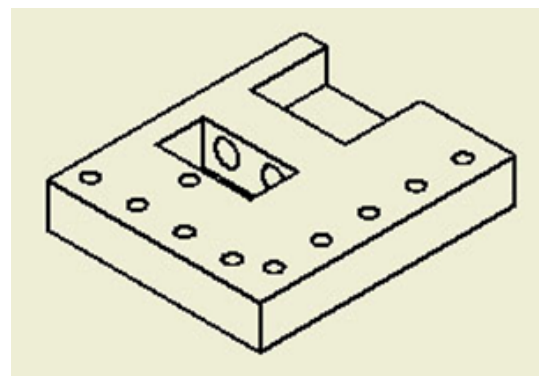


Fig. 85. Pared derecha de la muñeca. I.P.

5.4.4. Antebrazo.

La longitud del antebrazo viene dada por los valores de referencia citados en la Tabla 3 (Punto 4.5.1.2), teniendo una longitud total de diseño de 200 mm, a los que habría de sumársele la longitud de la muñeca. Dadas las características de la impresora 3D utilizada, esta parte del brazo robot se ha dividido en dos piezas.

Uno de los puntos fuertes a buscar en este diseño es la resistencia, pues deberá soportar, sin romperse, tanto a la pinza como al elemento que ésta sujete. Además, también deberá de ser capaz de

rotar 90° en el eje que hará la función de codo y que la une a la pieza llamada bíceps. El movimiento de esta parte del brazo vendrá dado por los mecanismos que se sitúan en el bíceps.

Esto justifica el por qué crear dicho diseño, pues los movimientos y cargas en ambos lados del conjunto del antebrazo generarán la aparición de fuerzas perjudiciales para el mismo, encontrando, como valor añadido, un estética lo más parecida a un miembro real.

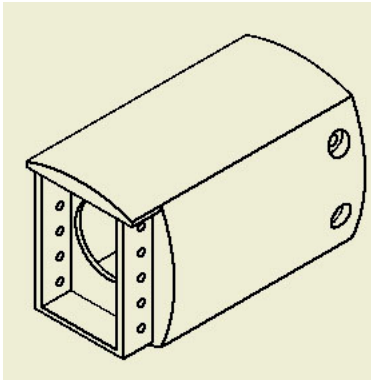


Fig. 87. Vista de la primera parte del antebrazo. I.P.

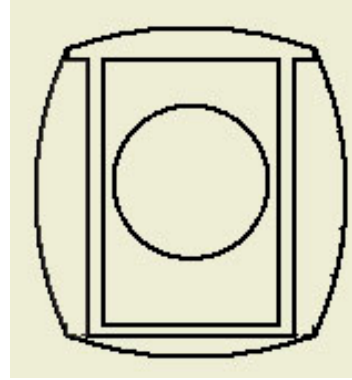


Fig. 88. Vista frontal de la primera parte del antebrazo. I.P.

La primera parte del antebrazo presenta en su parte frontal una estructura para la sujeción, mediante tornillos y tuercas, de la muñeca.

En la parte posterior se han practicado sendos orificios para, también mediante el uso de tornillo y tuerca, poder unirla a la segunda parte del antebrazo. Esta segunda parte del antebrazo también lleva una pestaña que penetra dentro de la anterior para constituirse en una pieza sólida (Fig. 91).

Como se ha señalado en el párrafo anterior, esta segunda parte del antebrazo utiliza una estructura *macho* con perforaciones, que se inserta en la primera parte del antebrazo, quedando fijadas ambas mediante tornillos y tuercas.

La parte posterior se ha diseñado de manera que permita la articulación del codo, con movimiento de flexión-extensión de 90°.

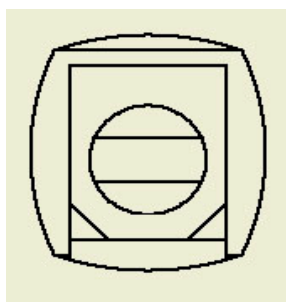


Fig. 89. Vista posterior de la segunda parte del antebrazo. I.P.

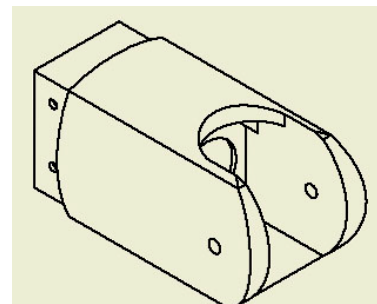


Fig. 90. Vista de la segunda parte del antebrazo. I.P.

Las dos piezas presentan en su interior unos *tabiques* para darles mayor resistencia y que no aumentan de forma sustancial su peso. La apertura central en las mismas permite el paso de cables para el movimiento del brazo.

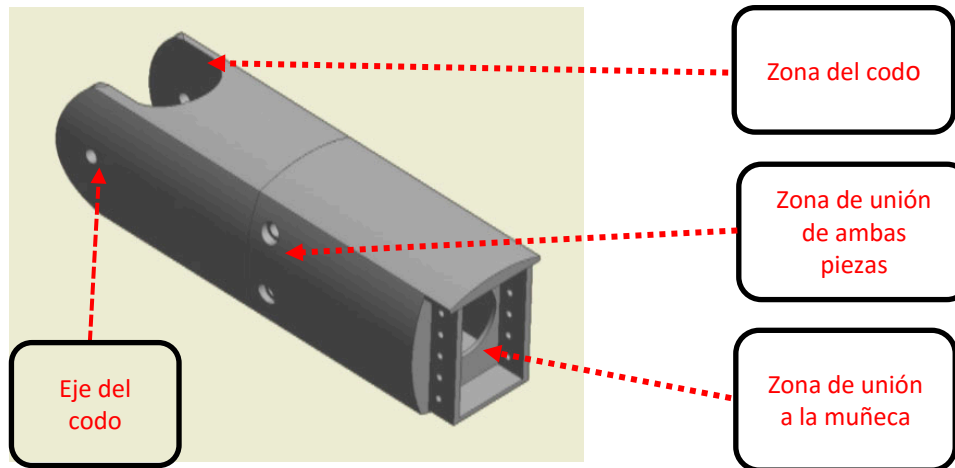


Fig. 91. Vista del conjunto del antebrazo ensamblado. I.P.

5.4.5. Bíceps.

La siguiente pieza a diseñar, por su localización anatómica, se le denomina *bíceps* y tiene la función de albergar los mecanismos necesarios para el movimiento del codo (Punto 5.2.4).

Dado que el engranaje cónico es el encargado de dar movimiento al codo, y por ende al antebrazo, hace que el motor deba de ser el mecanismo más alejado del mismo, es decir, que en un extremo pueda sujetar al motor y en el otro se pueda albergar al antebrazo permitiendo su movimiento.

La propia morfología del bíceps permite que los mecanismos se sitúen en su interior de forma paralela al eje del brazo, lo que evita problemas de diseño si se tuvieran que situar en sentido horizontal.

Se empieza diseñando un receptáculo donde situar el motor EC90, teniendo en cuenta que además presenta una placa donde están situados los conectores de alimentación. Contemplando la situación de sus orificios de anclaje, situados alrededor de su eje, el diseño queda con la forma que se puede apreciar en la *figura 92*.

A partir de aquí, se extruye el resto de la pieza del bíceps hasta las dimensiones previstas.

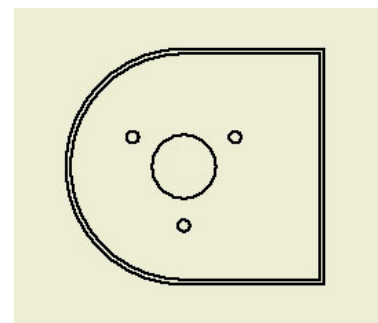


Fig. 92. Vista en planta del bíceps. Detalle de los orificios de sujeción



Fig. 93. Pieza sujeción Harmonic Drive. I.P.

La dificultad que, *a priori*, presenta el mecanismo reside en el Harmonic Drive, pues no tiene ningún sistema de sujeción propio. La solución encontrada a este problema es realizar una serie de perforaciones a través de su carcasa para unirlo a una estructura de soporte (Fig. 93).

Como también el Harmonic Drive tiene un diámetro menor al diámetro del motor EC90, el interior de la pieza bíceps se reduce para poder albergarlo sin necesidad de una excesiva holgura.

En las figuras 94 y 95 se aprecia el resultado final de la pieza bíceps, con forma tronco-cónica. La figura 94 presenta un corte al objeto de ver la zona interior de la pieza y como se ajusta a las medidas del motor y del Harmonic Drive. En los orificios practicados en el tercio inferior se ancla la pieza que sirve de sujeción al Harmonic Drive (Fig. 93) mediante tornillos y tuercas.

Por último, en la parte inferior, se diseñan dos pestañas que, atravesadas por el eje del antebrazo, hacen las funciones de articulación del codo.

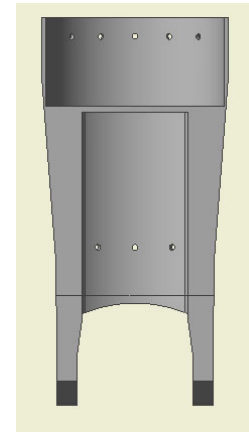


Fig. 94. Vista, tras corte, de la parte interior del bíceps, I.P.

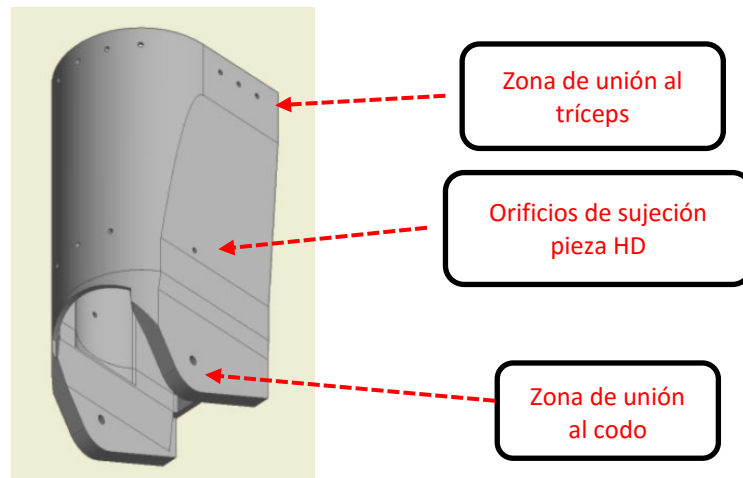


Fig. 95. Vista lateral del bíceps. I.P.

5.4.6. Tríceps.

Para el diseño de esta parte del brazo, llamada tríceps, y que también tiene la función de albergar los mecanismos necesarios para el movimiento del hombro (Punto 5.2.4) se parte de un concepto similar al anterior, el de la pieza bíceps.

En este caso, el mecanismo que mueve al hombro se situará de tal forma que pueda ejercer de contrapeso para ayudar al movimiento abducción y aducción del brazo. Esto es posible ya que el peso del motor EC90 es superior al peso del resto del conjunto de mecanismos siendo, además, el motivo

principal por el que el tríceps debe presentar el eje de rotación del hombro situado en la parte más inferior. Ello conduce a que la parte superior del tríceps no quedaría alineada con el *acromion* (4.5.1.1).

En primer lugar se empieza diseñando el tríceps con las medidas necesarias para que el motor EC90, componente de mayor tamaño, pueda situarse en su interior (Fig. 96).

El problema más grave del diseño del tríceps radica en la dificultad que presenta para montar el conjunto de mecanismos, ya que para realizar dicho montaje es necesario tener acceso al interior por ambos lados de la pieza, dándose la circunstancia de que la parte inferior de la misma se acopla en primer lugar a la parte superior de la pieza bíceps, resultando así impedido el acceso por ese lado.

La solución a este problema es que el Harmonic Drive y el motor EC90 no estén sujetos directamente a la estructura del tríceps, si no a dos estructuras independientes que contengan a éstos y que se puedan colocar en la parte superior (Fig. 98 y 99).

Estas dos piezas de sujeción han sido diseñadas con el propósito de facilitar su correcta instalación en la estructura superior del tríceps, para lo que se dejan los espacios necesarios para la colocación de la tuerca a la que debe fijarse el tornillo (Fig 97).

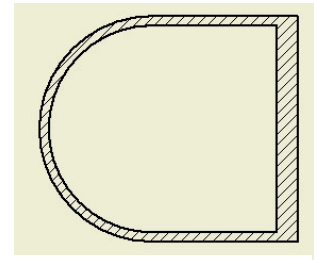


Fig. 96. Vista superior del tríceps. I.P.

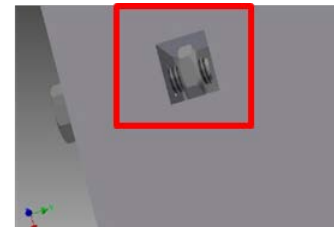


Fig. 97. Detalle espacio para colocación de tuerca. I.P.

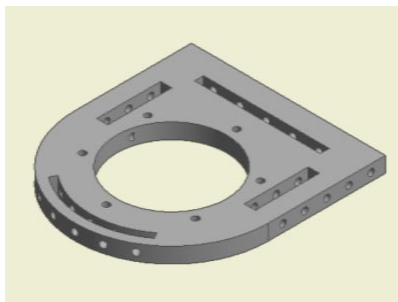


Fig. 98. Base del Harmonic Drive. I.P.

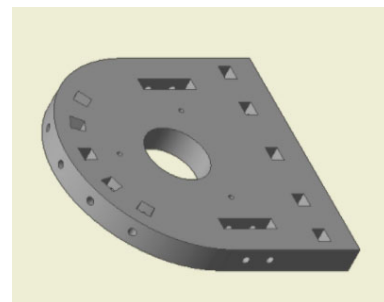


Fig. 99. Base del motor EC90. I.P.

Por último, y para terminar de ensamblar el conjunto de engranajes, hace falta poder acceder al espacio entre las piezas anteriores para poder atornillar el acoplamiento flexible. Se diseña un orificio de acceso en la parte posterior del tríceps.

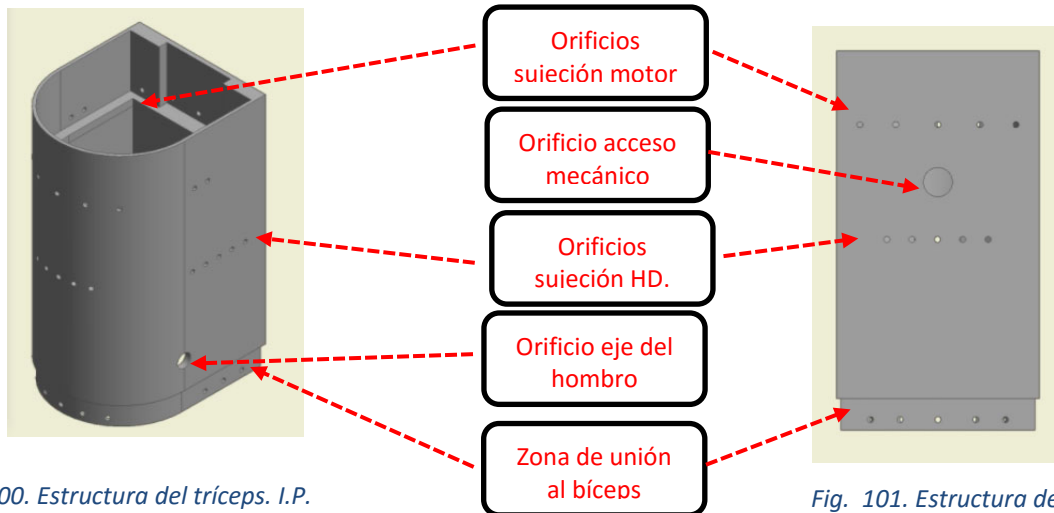


Fig. 100. Estructura del tríceps. I.P.

Fig. 101. Estructura del tríceps (Vista posterior).I.P.

5.4.7. Hombro.

El diseño de esta pieza es de extrema importancia pues su función es soportar el peso del brazo robot y permitirle realizar los movimientos de flexión/extensión del mismo.

Anatómicamente es la parte del cuerpo donde se une el brazo con el tronco. En este caso, es la parte que va recubrir el hombro del paciente y, sujeto a su cuerpo, portar el brazo robot.

Para poder sujetar al brazo y que éste realice movimientos, el hombro debe de tener un eje que haga una doble función: soporte o sujeción del brazo y eje de giro propiamente dicho.

Uno de los objetivos del TFG es que el brazo robot cumpla condiciones de ergonomía (*Punto 4.3.*), y al ser esta pieza la que directamente entra en contacto con el paciente se debe buscar la mayor adaptación posible de manera que no le produzca ningún tipo de lesión.

Para ello se parte de un doble diseño: una forma interior cóncava (*Fig. 102*) donde el hombro del paciente pueda adaptarse, teniendo especial cuidado de practicar un rebaje para la sujeción de la cabeza de los tornillos que deben sujetar el eje y, por otro lado, la sujeción exterior de dicho eje.

El eje, una pieza de acero inoxidable de 10 mm de diámetro y una longitud de 90 mm, tendrá un extremo soldado a una placa cuadrada de acero de 2 mm de grosor y de 50 x 50 mm y el otro extremo estará mecanizado para sujetar al brazo gracias a una tuerca. Mediante tornillos y tuercas la placa será fijada al hombro.

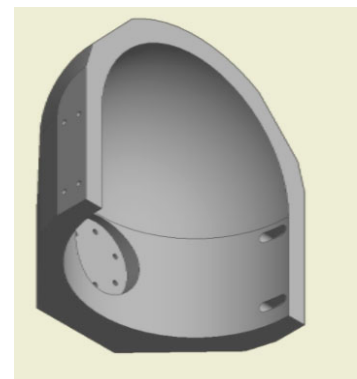


Fig. 102. Pieza del hombro. Vista de la zona interior. I.P.

Los extremos de la pieza del hombro presentan orificios donde sujetar el arnés que fije todo el brazo robot al cuerpo del paciente.

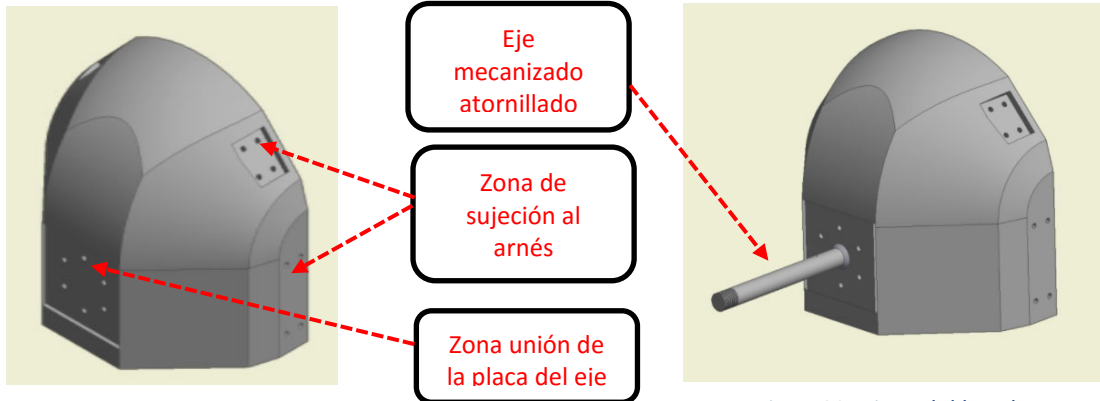


Fig. 104. Pieza del hombro I.P

Fig. 103. Pieza del hombro con eje de giro del brazo. I.P.

5.5. Cálculos.

5.5.1. Cálculos de diseño.

En este apartado se encuentran explicados paso a paso los diversos cálculos que se han llevado a cabo para el diseño del brazo robot.

5.5.1.1. Eslabón de unión de los dedos.

Dado que se pretende que la pinza, al imitar la acción de la mano, pueda *agarrar* y sujetar un elemento similar a una botella de agua, con un peso de 500 gramos, se escoge para la distancia entre los ejes de giro de los *dedos*, un ancho “en reposo” de 40 mm.

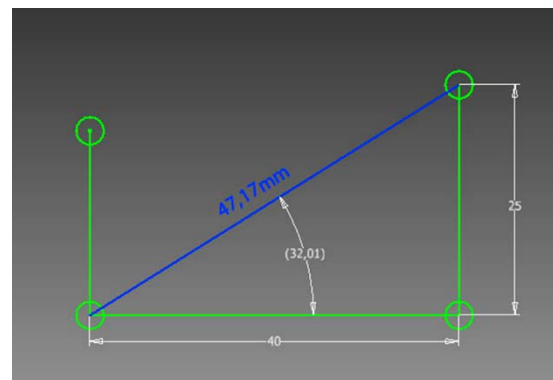


Fig. 105. Esquema unión de los dedos. I.P.

$$x^2 = 25^2 + 40^2 \quad (2)$$

$$x = \sqrt{25^2 + 40^2} = 47,17 \text{ mm} \quad (3)$$

Y el ángulo β :

$$\text{tang } \beta = \frac{25}{40} = 32,01^\circ \quad (4)$$

5.5.1.2. Guía de apoyo.

La máxima apertura de los dedos se produce cuando los dedos pulgares han recorrido una distancia angular de 45°. Dado que los dedos se mueven entre dos carcasas (Fig. 80 y 81), el diseño de lo que se ha venido a llamar *guía de apoyo* (Fig. 106) se realiza mediante el uso del software utilizado para el diseño, Autodesk Inventor®, programa que permite su uso como CAD.

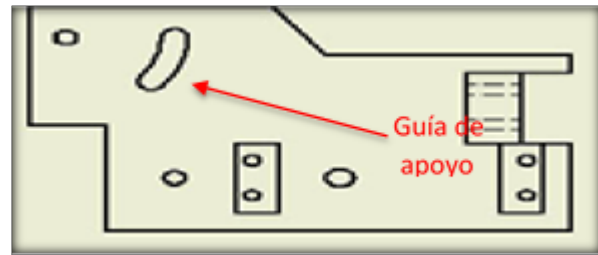


Fig. 106. Guía de apoyo. I.P.

El ángulo de recorrido del dedo vendrá calculado gráficamente (Fig. 107) y resultará ser de 38,44°.

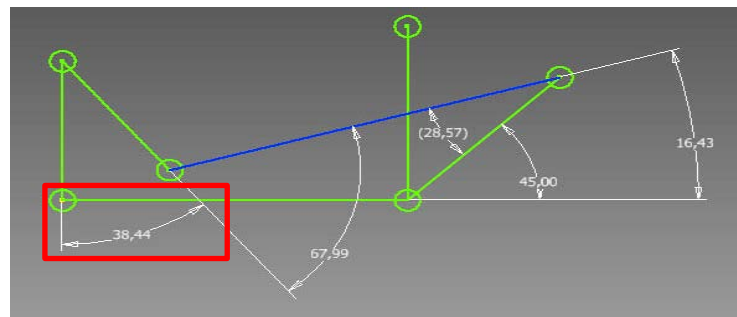


Fig. 107. Esquema de medidas. Ángulo 38,44°. I.P.

5.5.1.3. Momento torsor de la pinza.

Se parte del supuesto de que el paciente para quien está destinado el brazo robot, puede sujetar con la pinza un peso máximo de 500 gramos.

Como se muestra en la imagen, primero se ha calculado el equilibrio de fuerzas horizontales y verticales de una supuesta pinza *ideal* de dos dedos, entendiéndose por tal una pinza con dos dedos iguales que tengan el mismo punto de contacto con el objeto que se pretende coger, quedando la expresión del equilibrio de fuerzas:

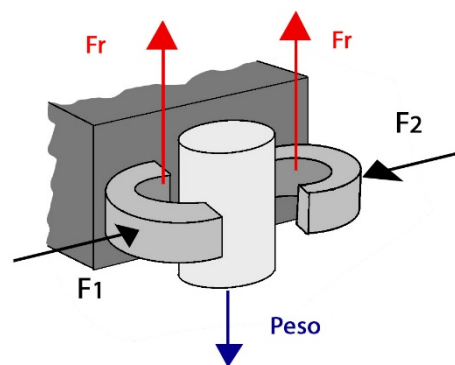


Fig. 108. Representación gráfica de las fuerzas en la pinza cuando sujetan un objeto. I.P.

$$\sum F_x = F_1 - F_2 = \emptyset \rightarrow F_1 = F_2 \tag{5}$$

$$\sum F_y = 2F_r - P = \emptyset \quad (6)$$

$$F_1 = F_2 = \frac{F_r}{\mu} \quad (7)$$

Siendo μ , el coeficiente de rozamiento del plástico ABS, igual a 0,5. Así pues, resolviendo las anteriores eualizaciones, se obtiene:

$$F_r = \frac{\mu}{2} \cdot g = 0,25 \cdot 9,81 = 2,4525 \text{ N} \quad (8)$$

$$F_1 = F_2 = \frac{2,4525 \text{ N}}{0,5} = 4,905 \text{ N} \quad (9)$$

Por tanto, queda establecido que la *fuerza de agarre* es igual a la fuerza que tiene que soportar cada dedo de la pinza.

Para calcular el *par* necesario para que la pinza se pueda abrir o cerrar, conociendo la fuerza calculada anteriormente, se aplica ésta a un equilibrio de fuerzas en la pinza diseñada, que consta de dos dedos índices y un pulgar, con una separación de sus dos ejes de rotación de 40 mm, y una distancia entre éste y el punto de contacto de 50 mm.

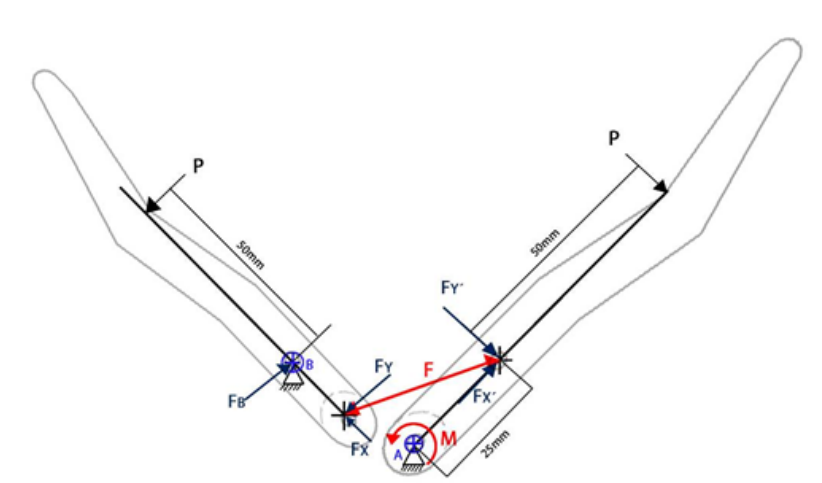


Fig. 109. Diagrama de fuerzas y momentos en los dedos de la pinza. I.P.

Como se aprecia en el esquema de la figura anterior, se plantean dos incógnitas. Por un lado el momento torsor (M) que necesita el dedo índice para poder realizar su movimiento y la fuerza que debe generar este movimiento (F) para que también se desplace el dedo pulgar.

En primer lugar se realiza el equilibrio de momentos en el dedo pulgar y obtenidos los valores necesarios para su desplazamiento se procede a calcular los valores en el dedo pulgar.

Pulgar (10)

$$\sum F_x = 0 \rightarrow -P - F_y + F_B = 0$$

$$\sum M_x = 0 \rightarrow P \cdot 0,05 - F_y \cdot 0,02 = 0 \quad (11)$$

$$F_y = P \cdot \frac{0,05}{0,02} = 4,905 \cdot \frac{0,05}{0,02} = 12,2625 \text{ N} \quad (12)$$

A continuación, se obtiene el valor necesario para que el dedo índice pueda realizar el movimiento de rotación.

$$F_y = F \cdot \sin(67,99) \quad (13)$$

$$F = \frac{F_y}{\sin(67,99)} = \frac{12,2625}{\sin(67,99)} \quad (14)$$

$$F = 13,226 \text{ N} \quad (15)$$

Índice

$$\sum M_x = 0 \rightarrow -P \cdot 0,075 - F_y' \cdot 0,025 + M = 0 \quad (16)$$

$$F_y' = F \cdot \sin(28,57) = 6,325 \text{ N} \quad (17)$$

$$-P \cdot 0,075 - 6,325 \cdot 0,025 + M = 0 \quad (18)$$

$$M = 0,526 \text{ N} \cdot \text{m} \quad (19)$$

El servomotor Tower Pro modelo MG 959 genera un momento torsor de 2,94 Nm, valor más que suficiente para los requerimientos máximos que puede pedir la apertura y cierre de la pinza.

5.5.1.4. Cálculo de los engranajes de la pinza.

Para el correcto diseño de la pieza que debe contener los engranajes y los servomotores (Fig. 78), hay que situar en ésta los distintos orificios donde sujetar los ejes, para ello se debe calcular el tamaño de los engranajes que permitan cumplir los requisitos de transmisión de fuerzas.

Dado que el servomotor Tower Pro modelo MG 959 genera un momento torsor de 2,94 Nm, mayor que el necesario para el movimiento de apertura y cierre de la pinza, se estudia que sistema de engranajes es el óptimo para modular el *par* transmitido.

Los dedos índices de la pinza se corresponden con el eje de salida (eje 2) y el servomotor se corresponde con el eje 1, que es el que produce el movimiento a través del engranaje.

Como quiera que la potencia en los ejes de transmisión equivale al producto del par por la velocidad angular, se puede igualar la relación de potencia entre el eje de entrada y el eje de salida. Considerando que las pérdidas por fricción son nulas:

$$\text{Potencia} = T \cdot \omega \quad (20)$$

Donde:

T= Par

ω = Velocidad angular

$$\text{Potencia}_{\text{eje 1}} = \text{Potencia}_{\text{eje 2}} \quad (21)$$

$$T_1 \cdot \omega_1 = T_2 \cdot \omega_2 \quad (22)$$

De esta ecuación (Ecuación 22) se puede despejar la velocidad que alcanzará el engranaje y por consiguiente los dedos de la pinza ya que se conoce el *par* que necesita ésta como el *par* y la velocidad que genera el servomotor.

$$\omega_1 = \omega_{\text{servomotor}} = 0,19 \frac{\text{s}}{60^{\circ}} \quad (23)$$

$$\omega_{\text{servomotor}} = 1,14 \frac{\text{s}}{360^{\circ}} \quad (24)$$

$$\omega_{\text{servomotor}} = 0,877 \text{ rpm} \quad (25)$$

$$T_1 \cdot \omega_1 = T_2 \cdot \omega_2 \rightarrow 2,94 \cdot 0,877 = \omega_2 \cdot 0,52 \quad (26)$$

Despejando de la anterior ecuación (Ecuación 26) se obtiene una velocidad angular de:

$$\omega_2 = 4,86 \text{ rpm} \quad (27)$$

Dada la relación de transmisión entre dos engranajes rectos:

$$i = \frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{Z_2}{Z_1} = \frac{D_2}{D_1} \quad (28)$$

Donde quedan relacionadas las velocidades de rotación y características físicas del engranaje, siendo:

ω = Velocidad angular.

Z = Número de dientes del engranaje.

D= Diámetro del engranaje

$$i = \frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{0,877}{4,86} = 0,18 \tag{29}$$

Dado que la relación de transmisión (Ecuación 29) es de 0,18, valor demasiado reducido para un conjunto de engranajes, así pues, se ha probado el aumentar la relación.

Si tomamos una relación de transmisión de 0,5 obtenemos en el agarre de la pinza la mitad del par generado por el servomotor (Ecuación 28), y también el doble de velocidad de cierre de la pinza.

Consultados catálogos de engranajes (www.traza.es, s.f., pág. 81) se decide utilizar una corona de 36 dientes y un piñón de 18 dientes, eligiendo estos valores debido a que la distancia entre centros queda reducida a 30 mm y no es necesario aumentar el tamaño de la pieza de mecanismos. La tabla inferior muestra los valores de cada uno de estos engranajes.

MODULO 1	Número dientes	Dext	Dpaso	dm
	18	20	18	15
	36	40	36	25

TABLA 8. Medidas de los engranajes. Obtenida de www.traza.es, s.f. Pág 81

Para corroborar que la relación de transmisión se cumple se calculan el par torsor transmitido mediante las fuerzas actuantes en los engranajes, siendo F_1 y F_2 las fuerzas que se transmiten en el engranaje piñón y en el engranaje corona.

$$T_1 = F_1 \cdot \frac{d_1}{2} \rightarrow F_1 = \frac{T_1 \cdot 2}{d_1} = \frac{2,94 \cdot 2}{0,02} = 294 \text{ N} \tag{30}$$

$$T_2 = F_2 \cdot \frac{d_2}{2} \tag{31}$$

$$F_1 = F_2 \tag{32}$$

$$T_2 = 294 \cdot \frac{0,04}{2} = 5,88 \text{ N} \tag{33}$$

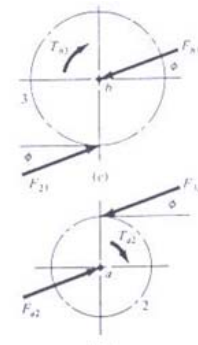


Fig. 110. Esquema de fuerzas en engranajes rectos. Recuperado de <http://goo.gl/ZBOjbV>

Estos valores corroboran la relación 1:2 buscada en la elección de los engranajes.

5.5.1.5. Cálculo de los engranajes del codo.

Para calcular los engranajes del codo primero se ha de hacer una estimación del momento necesario a vencer.

Para dicho cálculo se consideran las distintas piezas que forman la muñeca, el peso a sujetar y el peso de la pinza. Además de dicho peso, se ha de tomar en consideración el peso del mismo antebrazo como una carga distribuida.

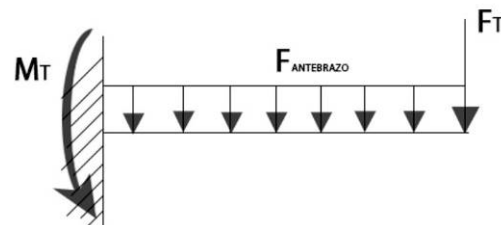


Fig. 111. Diagrama de momentos del antebrazo. I.P.

Se toma al antebrazo como si fuera una viga con un extremo empotrado y el resto libre, con una longitud de 198 mm y se realiza el diagrama de momentos en ella (Fig. 111).

$$F_{pinza} = 2,37 \text{ N} \quad (34)$$

$$Peso = 500 \text{ g} \rightarrow F_{peso} = 4,9 \text{ N} \quad (35)$$

$$Peso \text{ muñeca} = 160 \text{ g} \rightarrow F_{muñeca} = 1,56 \text{ N} \quad (36)$$

$$F_{total} = F_{muñeca} + F_{pinza} + F_{peso} = 8,45 \text{ N} \quad (37)$$

$$M_t = F_{total} \cdot L_{antebrazo} + \text{Peso muñeca} \cdot \frac{L_{antebrazo}^2}{2} \rightarrow \quad (38)$$

$$M_t = 8,45 \cdot 0,198 + 1,568 \cdot \frac{0,198^2}{2}$$

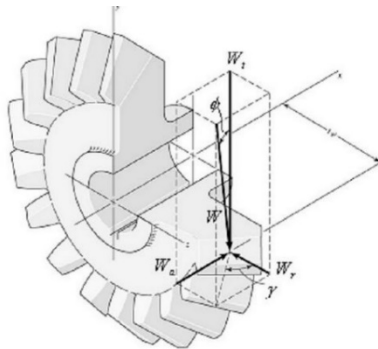
$$M_t = 1,7851 \text{ Nm} \quad (39)$$

Dadas las especificaciones técnicas del motor EC90 y del Harmonic Drive, se conoce que el motor tiene un par nominal de 0,56 Nm y, mediante el acoplamiento del Harmonic Drive se consigue aumentar este par hasta 6 Nm. Se evidencia con los dos dispositivos que se puede conseguir un par superior al calculado mediante la Ecuación 39.

Dado que el par generado por el mecanismo es suficiente para conseguir el movimiento del antebrazo, bastará un engranaje simple para hacer funcionar la articulación. Así, la elección de unos engranajes cónicos de relación 1:1 sería una solución válida, pero con el fin de reducir la velocidad se elige una relación de 1:2.

MODULO 1,5	Número dientes	Dext	Dpaso	dm
	16	26,7	24	34,9
	32	49,3	48	27,5

TABLA 9. Medidas de los engranajes cónicos. Obtenida de www.traza.es, s.f. Pág 84



Igual que con los engranajes rectos, para los engranajes cónicos se debe corroborar que la relación de transmisión se cumple, por lo que se calcula el par torsor transmitido mediante las fuerzas tangenciales actuantes en los engranajes.

$$F_{tang_1} = \frac{T_1}{\frac{D_p}{2}} = \frac{6 \text{ Nm}}{0,012 \text{ m}} = 500 \text{ N} \quad (40)$$

Fig. 112. Esquema de fuerzas en engranajes cónicos. Recuperado de <http://goo.gl/2mPpmG>

$$F_{tang_2} = \frac{T_1}{\frac{D_p}{2}} \rightarrow T_2 = F_{tang_2} \cdot \frac{D_p}{2} = 500 \cdot \frac{0,024}{2} = 12 \text{ N} \quad (41)$$

Se vuelve a corroborar la relación 1:2 buscada en la elección de los engranajes cónicos.

5.5.1.6. Cálculo del eje del codo.

Vistos los cálculos del punto anterior, se está en disposición de poder afrontar los cálculos necesarios para determinar el diámetro del eje del codo.

El movimiento del brazo y del antebrazo se ejecuta a través del eje que emula la función del codo. Dicho eje, que une la pieza llamada bíceps con la pieza llamada antebrazo, lo hace apoyándose sobre la superficie de los orificios del bíceps.

La anchura que tiene el antebrazo es de 50 mm y para que se pueda articular con la pieza bíceps, la distancia de separación entre los soportes de ésta es de 80 mm.

Teniendo estos valores en cuenta se toma el eje como una viga biapoyada en los soportes del bíceps y con cargas puntuales en los orificios del antebrazo generadas por el peso de todo el complejo antebrazo-pinza.

$$P_{total} = P_{muñeca} + P_{pinza} + P_{antebrazo} + Peso = 1128,41 \text{ g} \quad (42)$$

$$F_{total} = 11,074 \text{ N} \quad (43)$$

Se realiza el equilibrio de fuerzas y de momentos sobre el eje.

$$\sum F_v = 0 \rightarrow R_A + R_B = F_{total} \quad (44)$$

$$\sum M_B = 0 \rightarrow R_A \cdot x - \frac{F_{total}}{2} \cdot (x - 0,05) - F_{total} \cdot (x - 0,065) = 0 \quad (45)$$

La variación de distribución de cargas a lo largo del eje queda representada gráficamente en la Fig. 113.

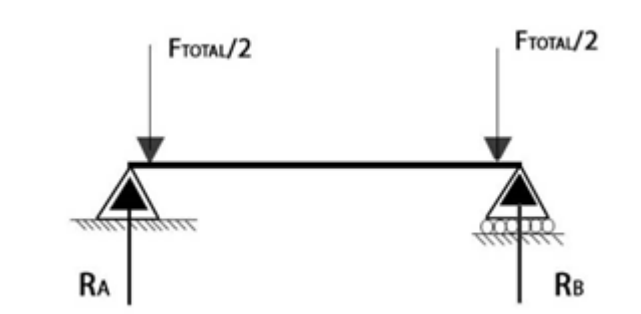


Fig. 113. Diagrama de fuerzas en el eje del codo. I.P.

$$\text{Momento}_{m\acute{a}x} = 0,015 \cdot \frac{F_{total}}{2} = 0,083 \text{ Nm} \quad (46)$$

Para el dimensionado del diámetro del eje es necesario realizar un cálculo para resistencia a cargas estáticas y para ello se utiliza el *criterio de la máxima tensión tangencial* que predice el fallo en ensayo del material.

$$\sigma_{1,3} = \frac{\sigma_{eq}}{2} \mp \sqrt{\left(\frac{\sigma_{eq}}{2}\right)^2 + \tau_{eq}^2} \quad (47)$$

Un momento flector ocasiona una distribución de tensiones normales, σ , que es máxima para los puntos más alejados de la fibra neutra. El cálculo del esfuerzo normal en la dirección x viene dado por (Ecuación 48):

$$\sigma_x = \frac{M_{max} \cdot C}{I} \quad (48)$$

Donde:

M_{max} = Momento máximo.

I = Momento de inercia del eje.

C= La mitad de la altura del eje.

$$\sigma_{eq} = \frac{0,083 \cdot \frac{d}{2}}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}} = \frac{0,84}{d^3} \quad (49)$$

Un par torsor aplicado sobre un árbol genera una distribución de tensiones tangenciales, τ , que, para secciones circulares, es nula en el centro y máxima en la superficie. El valor máximo de la tensión tangencial se puede calcular como (Ecuación 50):

$$\tau_{xy} = \frac{T \cdot C}{J} \quad (50)$$

Donde:

T= Momento torsor.

J = Módulo de torsión.

C= La mitad de la altura del eje

$$\tau_{eq} = \frac{12 \cdot \frac{d}{2}}{\frac{\pi \cdot d^4}{32}} = \frac{61,115}{d^3} \quad (51)$$

Utilizando un eje de acero inoxidable cuyo límite de fluencia es $S_y = 304,7 \text{ MPa}$, un factor de seguridad $X= 3$ y sustituyendo la *ecuación 47* se obtiene:

$$d^3 = \frac{32 \cdot X}{\pi \cdot S_y} \cdot \sqrt{M^2 + T^2} \quad (52)$$

$$d = 4,7 \cdot 10^{-3} m = 4,7 \text{ mm} \quad (53)$$

Dados los cálculos realizados, queda determinado que cualquier eje de acero inoxidable de diámetro igual o superior a 5 mm es suficientemente fiable para soportar las fuerzas calculadas para el eje de la articulación del codo.

5.5.1.7. Cálculo de los engranajes del hombro.

De igual forma que se realizó el cálculo para los engranajes del codo, en primer lugar ha de realizarse una estimación del momento necesario a vencer.

Para realizar el equilibrio de fuerzas en este punto se considera la peor situación a la que podría verse sometido el brazo robot, que es cuando el mismo se encuentra totalmente extendido y en posición horizontal, es decir, en un ángulo de 90º respecto del plano o eje vertical de la persona.

Por ello se toman las distintas distancias de los componentes respecto del centro del eje de rotación del hombro. Se consideran los mecanismos y sus sujeciones a las piezas, como cargas puntuales y el peso de cada una de las piezas como cargas distribuidas (Fig 114). Señalar que el peso de la pinza y de su carga de 500 gramos es considerado como otra carga puntal en la muñeca.

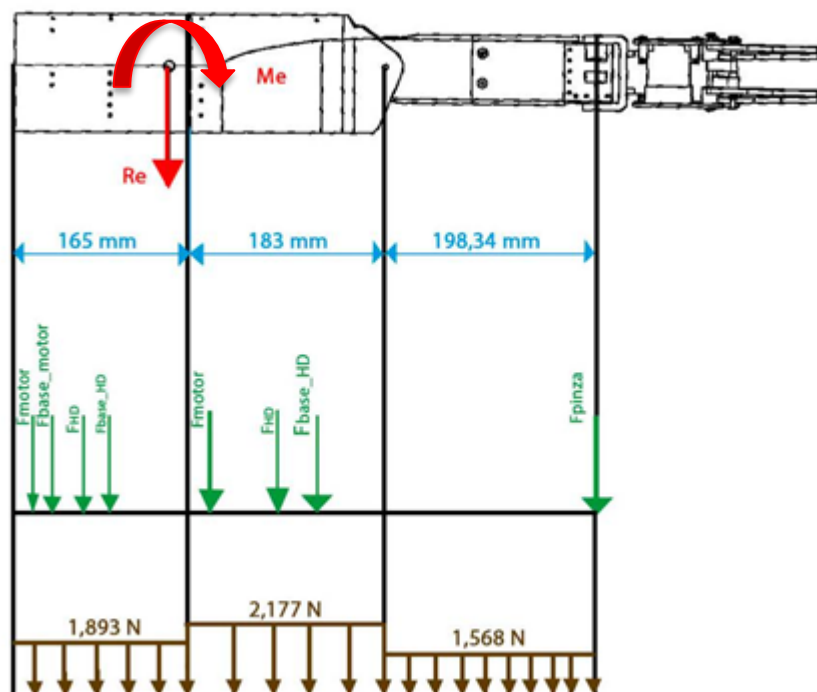


Fig. 114. Distribución de fuerzas y momentos en el brazo robot. I.P.

Los valores de los distintos pesos y su correlación de fuerzas utilizados en los cálculos se reflejan en la *Tabla 10*.

Denominación	Peso	Denominación	Fuerza
P _{triceps}	193 g	F _{triceps}	1,893 N/m
B _{biceps}	222 g	F _{biceps}	2,177 N/m
P _{antebrazo}	226 g	F _{antebrazo}	1,568 N/m
P _{motor}	600 g	F _{motor}	5,883 N
P _{HD}	149 g	F _{HD}	1,461 N
P _{base_HD_biceps}	20 g	F _{base_HD_biceps}	0,169 N
P _{base_HD_triceps}	23 g	F _{base_HD_triceps}	0,225 N
P _{base_motor}	38 g	F _{base_motor}	0,372N

TABLA 10. Pesos y Fuerzas de los distintos elementos del brazo robot.

$$\begin{aligned}
 M_{eq} = & \left[F_{triceps} \cdot \frac{0,03^2}{2} + F_{biceps} \cdot (0,183 \cdot 0,198) + F_{motor} \cdot 0,0473 + F_{HD} \cdot 0,1 \right. \\
 & + F_{base_{HD_triceps}} \cdot 0,13 + F_{antebrazo} \cdot (0,198 \cdot 0,297) + F_{pinza} \cdot 0,396 \\
 & - \left[F_{motor} \cdot 0,1185 + F_{base_motor} \cdot 0,105 + F_{base_{HD_biceps}} \cdot 0,046 \right. \\
 & \left. \left. + F_{triceps} \cdot \frac{0,135^2}{2} \right] \right] \quad (54)
 \end{aligned}$$

$$M_{eq} = 3,135 \text{ Nm} \quad (55)$$

Dado que el momento equivalente resulta de 3,135 Nm y el Harmonic Drive presenta un par de 6 Nm, se muestran totalmente demostrados la bonanza de los valores hallados.

Se elige una relación para los engranajes para el mecanismo del hombro de 1:2, que aporta el suficiente par.

MODULO 2	Número dientes	dext	dpaso	dm
	16	35,6	32	45,4
	32	65,8	64	27,5

TABLA 11. Medidas de los engranajes cónicos. Obtenida de www.traza.es, s.f. Pág 84

Al igual que para los engranajes cónicos del codo, se procede a corroborar si los engranajes elegidos para el hombro cumplen con la relación adecuada. Realizados similares cálculos a los del [Punto 5.5.1.5](#), se obtiene:

$$F_{tang_1} = \frac{T_1}{\frac{D_p}{2}} = \frac{6Nm}{0,016 \text{ m}} = 375 \text{ N} \quad (56)$$

$$F_{tang_2} = \frac{T_1}{\frac{D_p}{2}} \rightarrow T_2 = F_{tang_2} \cdot \frac{D_p}{2} = 375 \cdot \frac{0.064}{2} = 12N \quad (57)$$

Se cumple así la relación de transmisión 1:2 elegida.

5.5.1.8. Cálculo del eje del hombro.

Análogamente a los cálculos realizados para el eje del codo, [Punto 5.5.1.6.](#), se procede al cálculo del diámetro del eje del hombro, utilizando la misma metodología.

Este eje tiene una distribución de tensiones distinta al eje del codo, pues uno de sus extremos se encuentra apoyado en la pieza del hombro y las fuerzas que actúan sobre él vienen determinadas por el peso total del brazo robot al apoyarse en los orificios donde el eje atraviesa el tríceps.

La distancia que hay entre las dos paredes interiores del tríceps, donde va asegurado el eje del hombro, es de 88 mm.

Este eje se comporta como una viga empotrada en un extremo y con el otro extremo libre. Las cargas se distribuyen sobre el eje colocándose a la misma distancia en la que se encuentran los orificios de unión de este con el tríceps.

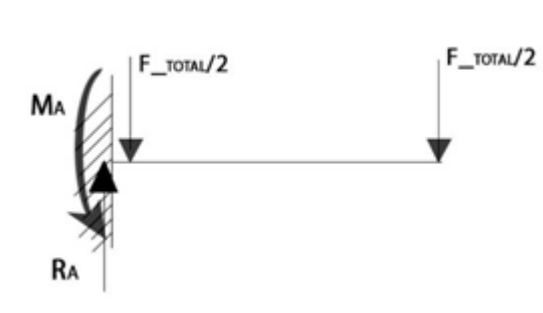


Fig. 115. Diagrama de fuerzas en el eje del hombro. I.P.

$$P_{total} = P_{muñeca} + P_{pinza} + P_{antebrazo} + P_{biceps} + P_{triceps} + P_{peso} = 3326,39 g \quad (58)$$

$$F_{total} = 30,39 N \quad (59)$$

Se realiza el equilibrio de fuerzas y de momentos sobre el eje.

$$\sum F_v = 0 \rightarrow R_A = \frac{F_{total}}{2} + \frac{F_{total}}{2} = F_{total} \quad (60)$$

$$\sum M_A = \frac{F_{total}}{2} \cdot 0,015 + \frac{F_{total}}{2} \cdot 0,088 = 1,565 Nm \quad (61)$$

$$Momento_{m\acute{a}x} = M_A = 1,565 Nm \quad (62)$$

El cálculo del esfuerzo normal en la dirección x , al igual que en los casos anteriores, viene dado por:

$$\sigma_x = \frac{M_{max} \cdot C}{I} \quad (63)$$

$$\sigma_x = \frac{1,565 \cdot \frac{d}{2}}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}} = \frac{15,941}{d^3} \quad (64)$$

El cálculo del esfuerzo cortante es:

$$\tau_{xy} = \frac{T \cdot C}{J} \quad (65)$$

$$\tau_{xy} = \frac{12 \cdot \frac{d}{2}}{\frac{\pi \cdot d^4}{32}} = \frac{61,115}{d^3} \quad (66)$$

Sustituyendo en las ecuaciones antes citadas 63 a 65:

Utilizando un eje de acero inoxidable cuyo límite de fluencia es $S_y = 304,7 \text{ MPa}$ y un factor de seguridad $X = 3$:

$$d^3 = \frac{32 \cdot X}{\pi \cdot S_y} \cdot \sqrt{M^2 + \frac{3}{4} \cdot T^2} \quad (67)$$

$$d = 4,3 \cdot 10^{-3} \text{ m} = 4,3 \text{ mm} \quad (68)$$

Dados los cálculos realizados, queda determinado que cualquier eje de acero inoxidable de diámetro igual o superior a 5 mm es suficientemente fiable para soportar las fuerzas calculadas para el eje de la articulación del codo.

5.5.2. Cálculos justificativos.

Las principales piezas del prototipo son sometidas a cálculos de resistencia mecánica mediante el mismo software de diseño, Autodesk Inventor®, que permite un análisis virtual de forma tal que se pueda apreciar si las fuerzas aplicadas pueden desembocar en la rotura de dichas piezas. Este software permite comprobar, sin necesidad de recurrir a otros programas especializados, si el diseño y el material elegido para su fabricación/impresión es el idóneo.

El material utilizado para la fabricación del brazo robot, ABS, no es isótropo, pero el mismo va a soportar tensiones y deformaciones que se desarrollan en varias direcciones.

La determinación de manera controlada en el laboratorio de estados tensionales no simples es en muchos casos inviable. De aquí que se hayan propuesto criterios que intentan predecir el estado límite en un punto de un sólido sometido a un estado tensional complejo, basándose en la comparación con

el estado límite de una tracción pura. Se trata pues de comparar un caso de tensión tridimensional, que se va a caracterizar mediante sus direcciones principales al caso de tracción uniaxial (*Jiménez Mocholí y otros, 2011, pág. 224*).

Una forma de expresar esas tensiones multidireccionales es agruparlas en una tensión equivalente, denominada *Tensión de Von Mises*.

Para ello, se ha calculado, una vez diseñada la pinza, las fuerzas y, dados por válidos los cálculos obtenidos, se ha conocido el peso total de la misma, con los motores y demás elementos incluidos.

Dichas comprobaciones están basadas en el análisis de elementos finitos (FEM), técnica numérica matemática que permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a problemas físicos en estructuras (*Andrade Villa, 2011, pág. 10*).

El software Autodesk Inventor® presenta la aplicación de Von Mises mediante la visualización de áreas de color que se corresponden con las tensiones aplicadas. El modelo deformado también se puede visualizar de la misma forma con el software citado.

También permite la representación del coeficiente de seguridad, el cual constituye la relación entre la tensión máxima permitida y la tensión equivalente, *Von Mises*, cuando se usa el límite de elasticidad. Dicho límite de elasticidad representa la tensión máxima que un material puede soportar sin llegar a deformarse plásticamente. Es así como un valor inferior a 1 en el coeficiente de seguridad denota la existencia de una deformación permanente.

Si bien el software Autodesk Inventor no considera a las piezas como un modelo de impresión por capas, pero sí como piezas sólidas, se realizan las simulaciones teniendo en cuenta las características del plástico utilizado para la impresión, ABS⁵.

Límite de tracción	3e+007 N/m²
Módulo elástico	2e+009 N/m ²
Coeficiente de Poisson	0.394
Densidad	1020 kg/m ³
Coeficiente de rozamiento	0,5
Alargamiento a la rotura	45 %

TABLA 12. Características del material empleado (recuperado de <http://goo.gl/r2J4e8>).

En caso de que se pretenda utilizar otro material para la fabricación del brazo robot, dado que el software Autodesk Inventor® permite editar las simulaciones realizadas, solo será necesario definir el nuevo material a utilizar.

⁵ Dado que el tamaño de las imágenes insertadas en este apartado pudiera hacer que no se aprecien los cálculos, en el enlace: <https://goo.gl/aNK0YO> se encuentran a mayor tamaño.

5.5.2.1. Cálculos justificativos mediante análisis virtual para los dedos de la pinza.

Dado que los dedos índices y pulgar no difieren sustancialmente en cuanto a su diseño, se valida virtualmente el dedo índice, aceptándose los valores obtenidos para los dedos pulgares.

En primer se procede a comprobar que los dedos de la pinza puedan soportar el peso previsto, 500 gramos. Dicho peso hace que la fuerza que se ejerce sobre los dedos (*Ecuación 8*) sea de 2,45 N.

El proceso virtual de cálculo que se sigue con las distintas piezas es el siguiente:

Sobre el diseño original realizado de la pieza, se aplican las restricciones de entorno.

Los dos orificios se han tratado como dos ejes con movimientos limitados en sus direcciones radiales y axiales, dando una aproximación al estado real de la pinza.

Se realiza un mallado de la pieza para dividirla en segmentos más pequeños, con forma triangular, haciendo posible un cálculo más sencillo, permitiendo al software resolver el cálculo de la fuerza y el comportamiento de la estructura.

Se realiza el ambiente de cargas a la que se somete la pieza.

En este caso las cargas son aplicadas en la superficie donde las piezas realizan el contacto con los objetos a sujetar.

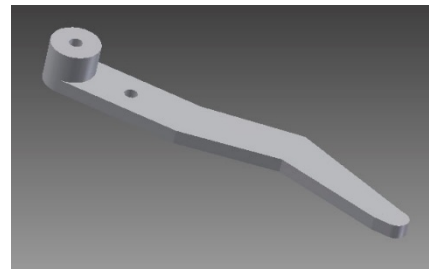


Fig. 116. Dedo índice. Diseño original. I.P.

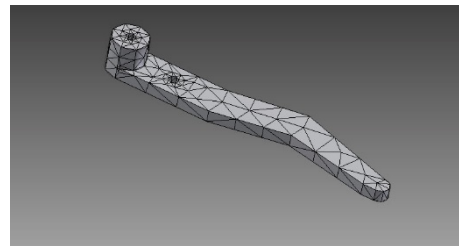


Fig. 117. Mallado del dedo índice. I.P.

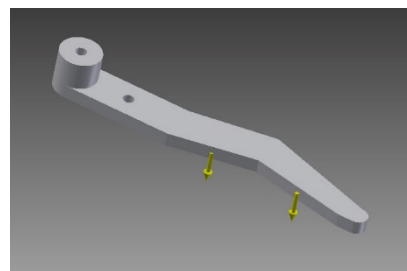


Fig. 118. Aplicación de fuerzas en dedo índice. I.P.

Obtenido el coeficiente de seguridad, el cual aparece mediante una gráfica de colores, validando el diseño de la pieza dado que el mínimo coeficiente de seguridad representado en la citada gráfica es de 3,79.

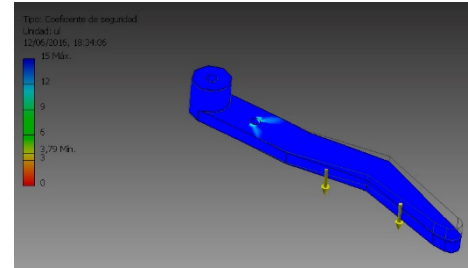


Fig. 119. Coeficiente de seguridad. I.P.

Los cálculos obtienen el análisis de Von Mises, apareciendo en la gráfica de colores las tensiones equivalentes calculadas.

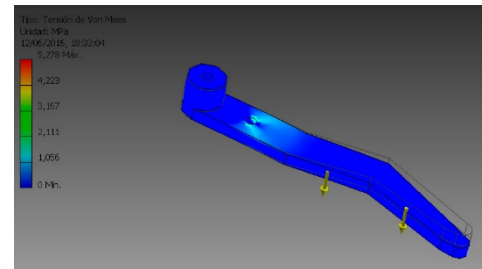


Fig. 120. Análisis de Von Mises. I.P.

El software muestra la representación gráfica de la deformación de la pieza una vez se aplica las fuerzas previamente calculadas.

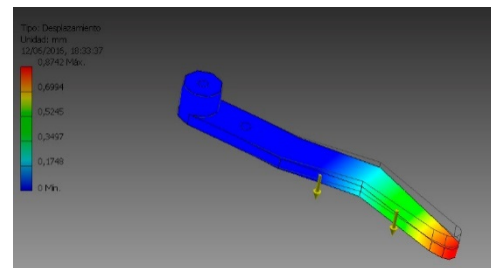


Fig. 121. Análisis del desplazamiento. I.P.

En este caso, el desplazamiento máximo se halla en la punta del dedo, siendo el valor muy reducido al aparecer un valor máximo de 0,8742 mm.

5.5.2.2. Cálculos justificativos mediante análisis virtual para el pasador de la muñeca.

Mediante el procedimiento anterior, se realiza el análisis virtual para el pasador de la muñeca.

El peso total de la pinza viene dado por las partes que la componen, motores, tuercas y tornillos a cuyo resultado final se ha de añadir los 500 gramos previsto como carga máxima.

Así queda calculado que la fuerza que ejerce el peso de la pinza sobre el pasador de la muñeca resulta en:

$$F_{pinza} = 2,37 \text{ N} \tag{69}$$

Con la fuerza calculada (Ecuación 69) más la fuerza que ejerce el peso de 500 gramos (Ecuación 70) se obtiene la fuerza total (Ecuación 71) que recibe el pasador de la muñeca.

$$Peso = 500 \text{ gr} \rightarrow F_{peso} = 4,9 \text{ N} \tag{70}$$

$$F_{total} = F_{pinza} + F_{peso} = 7,277 \text{ N} \tag{71}$$

La carga es aplicada en la unión del pasador con el motor de la pinza.

Se ha tomado como restricciones de tipo bisagra tanto el orificio de unión del motor de la muñeca al pasador, como el orificio del eje de giro, restringiendo sus movimientos radiales y axiales.

Los coeficientes de seguridad obtenidos en esta pieza no son inferiores en ningún caso a 1.

Los máximos valores de la *Tensión de Von Mises* se encuentran localizados junto a los orificios de rotación de la muñeca.

El desplazamiento máximo, como resulta previsible, se encuentra en la parte de la estructura donde se fija el motor con la pinza, siendo su valor de 0,01103 mm.

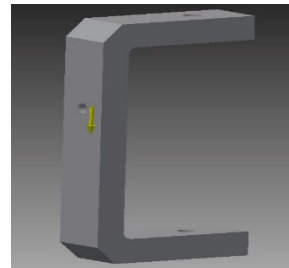


Fig. 122. Aplicación de fuerzas en el pasador de la muñeca. I.P.

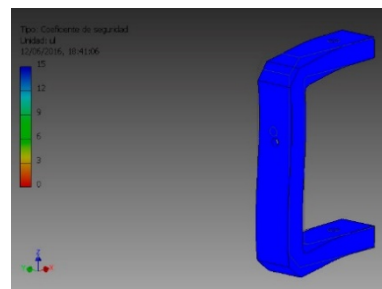


Fig. 123. Coeficiente de seguridad en el pasador de la muñeca. I.P.

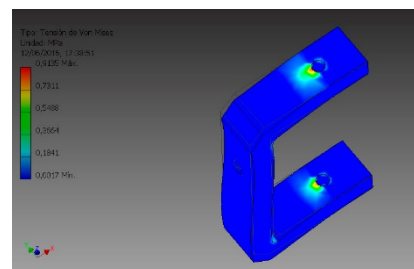


Fig. 124. Tensión de Von Mises en el pasador de la muñeca. I.P.

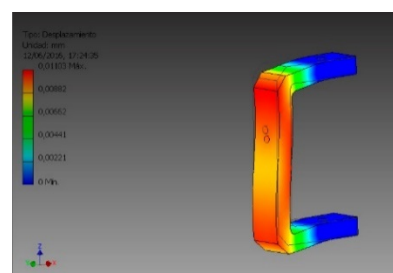


Fig. 125. Deformación en el pasador de la muñeca. I.P.

5.5.2.3. Cálculo justificativo mediante análisis virtual del antebrazo.

Siguiendo los procedimientos ya vistos, se realiza el análisis virtual para el antebrazo, el cual se ha unido a la muñeca para mayor verosimilitud, comprobando, de esta forma, el lugar exacto de aplicación de las cargas.

Esta simulación intenta emular el modelo de cálculo previamente expuesto en el punto [5.5.1.5](#), tratando al antebrazo con una restricción únicamente en su eje de rotación y dejando el extremo opuesto libre, intentado simular, así, una viga empotrada-libre.

La carga es aplicada en la zona donde se apoya el motor a la muñeca, pues el peso de la pinza descansa sobre el motor, el que, a su vez, se lo transmite a la muñeca y esta, a su vez, al antebrazo.

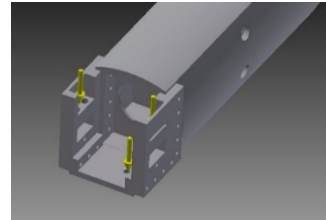


Fig. 126. Aplicación de fuerzas en el antebrazo. I.P.

Se ha tomado como restricciones de tipo bisagra en los orificios de unión del antebrazo al bíceps, restringiéndolos axial y radialmente.

Los coeficientes de seguridad obtenidos en esta pieza no son inferiores en ningún caso a 1.

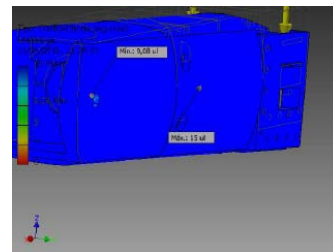


Fig. 127. Coeficiente de seguridad en el antebrazo. I.P.

Los valores de la *Tensión de Von Mises* se encuentran localizados en los orificios del eje.

Esto se demuestra que tanto el antebrazo como la muñeca, son suficientemente robustas para soportar las fuerzas aplicadas en ellas.

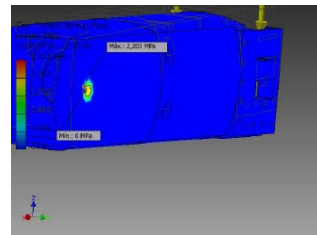


Fig. 128. Tensión de Von Mises en el antebrazo. I.P.

El desplazamiento máximo, como resulta previsible, se encuentra en la parte de la estructura donde se fija el motor con la pinza, siendo su valor de 0,01103 mm.

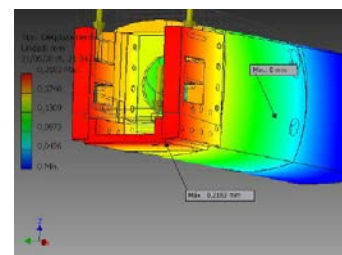


Fig. 129. Deformación en el antebrazo. I.P.

5.5.2.4. Cálculo justificativo mediante análisis virtual del bíceps y el tríceps.

De igual modo, para el análisis virtual de estas piezas, se han unido entre sí, a los efectos de comprobar su comportamiento real.

Dado que el brazo tiene dos articulaciones, dos ejes, se tendrán en cuenta dos modelos de cálculo distintos. Así, tendremos en cuenta cuando el brazo se encuentra en posición vertical y cuando se encuentra en posición horizontal. En cada una de las orientaciones del brazo las fuerzas se ejercerán en los orificios donde apoyan los ejes del hombro y del codo, éstas se corresponden al peso tanto del antebrazo como del bíceps y tríceps, con las mismas magnitudes pero con diferentes direcciones.

En sentido vertical se ha tomado como restricción el plano superior del tríceps, impidiendo el desplazamiento ascendente.

En sentido horizontal se ha tomado como restricción de tipo bisagra en los orificios de unión con el eje del hombro.

Los coeficientes de seguridad obtenidos en ambos casos indican que el brazo es suficientemente resistente tanto a la tracción como a la flexión, y no son inferiores en ningún caso a 1.

Los valores de la Tensión de Von Mises se encuentran localizados en los orificios de ambos ejes.

Brazo en sentido vertical

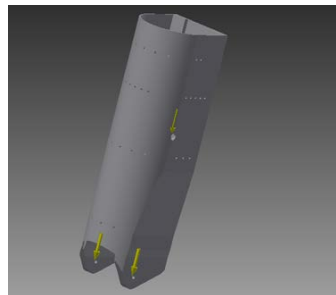


Fig. 130. Cargas aplicadas longitudinalmente. I.P.

Brazo en sentido horizontal

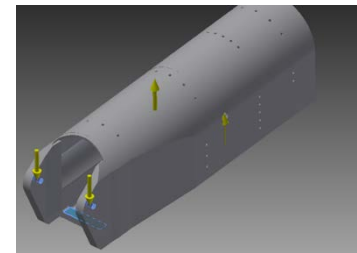


Fig. 131. Cargas aplicadas transversalmente. I.P.

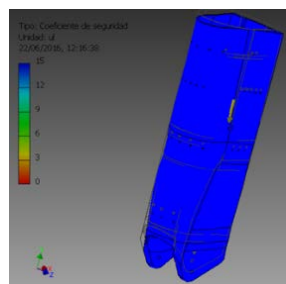


Fig. 132. Coeficientes de seguridad en sentido vertical. I.P.

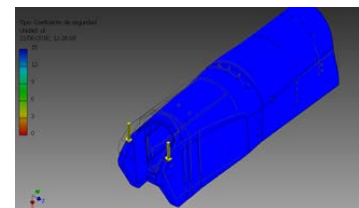


Fig. 133. Coeficientes de seguridad en sentido horizontal. I.P.

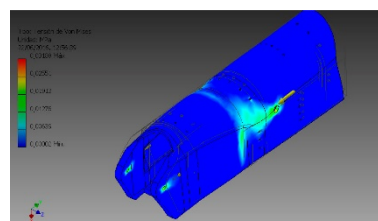


Fig. 134. Tensión de Von Mises. Fuerzas en sentido vertical. I.P.

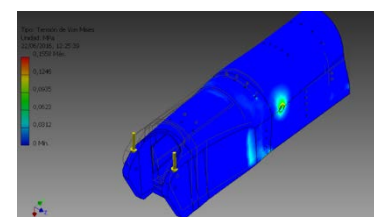


Fig. 135. Tensión de Von Mises. Fuerzas en sentido horizontal. I.P.

Las tensiones se concentran en según la direccionalidad de las fuerzas. Así, en sentido vertical aparecen en zonas anexas al eje del hombro y las tensiones horizontales en la zona posterior de la unión del bíceps y tríceps, al verse sometida a compresión debido al movimiento de flexión.

El desplazamiento máximo, en sentido vertical viene dado en la sujeción del eje del codo, con un desplazamiento de 0,0008 mm.

En el sentido horizontal, el desplazamiento también se encuentra en la sujeción del eje del codo, con un valor de 0,1 mm.

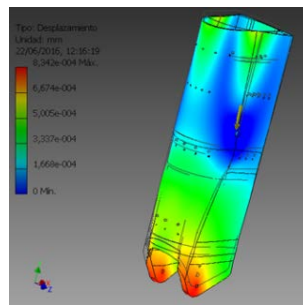


Fig. 136. Desplazamiento en sentido vertical. I.P.

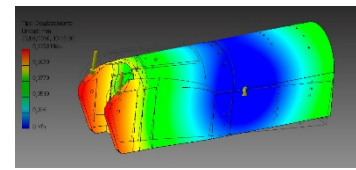


Fig. 137. Desplazamiento en sentido horizontal. I.P.

Dada la posición del brazo se producen desplazamientos en ambos extremos, mientras que la parte que sujeta el antebrazo desciende, la parte superior asciende, siendo el eje de rotación el eje del hombro.

5.5.2.5. Cálculo justificativo mediante análisis virtual del hombro.

Para calcular las fuerzas que se presentan en el hombro, se tienen en cuenta, además, las fuerzas que se ejercen en el eje. Para la simulación se supone que el eje se encuentra soldado a la placa con un cordón de soldadura de 2 mm de altura y atornillado al hombro.

La carga es aplicada en los dos puntos correspondientes a las secciones del eje donde el brazo robot descansa sobre éste y además se le aplica en par torsor correspondiente

El desplazamiento ha sido restringido para que solo se permita la deformación en sentido vertical.

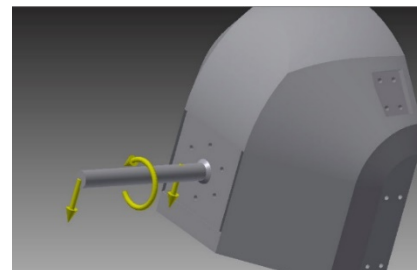


Fig. 138. Cargas aplicadas en sentido vertical. I.P.

El coeficiente de seguridad es superior a 1 en toda la pieza, presentando una disminución en el cordón de soldadura, concretamente a las partes donde más tracción y compresión es sometida debido a las fuerzas actuantes.

Aun así, el análisis muestra que es capaz de soportar el peso y el movimiento del brazo robot.

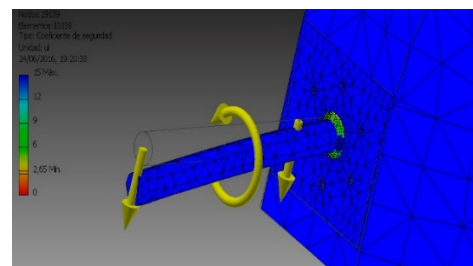


Fig. 139. Coeficiente de seguridad en sentido vertical. I.P.

En este caso, el eje resulta ser suficientemente robusto para soportar todas las fuerzas y momentos sin verse, prácticamente afectado.

Tal es así, que solo se encuentran ligeros valores localizados en el punto crítico del eje y de la unión de la placa al eje.

El desplazamiento máximo se localiza en el extremo libre del eje, siendo su valor de 0,09694 mm y no afecta a la pieza del hombro.

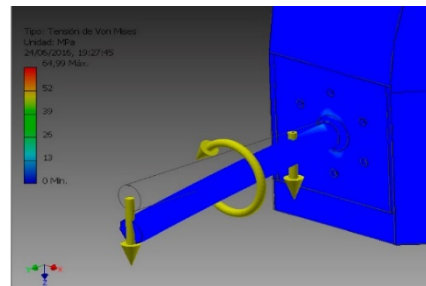


Fig. 140. Tensión de Von Mises. Fuerzas en sentido vertical. I.P.

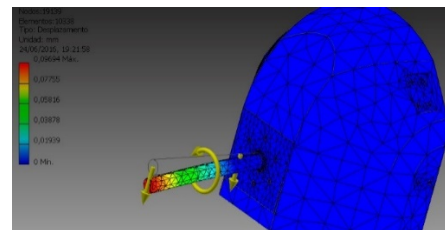


Fig. 141. Desplazamiento en sentido vertical. I.P.

6. FABRICACIÓN DEL BRAZO ROBOT.

6.1. Justificación del método.

Se ha citado en la introducción de este TFG, que uno de los problemas que a *priori* se plantean es que no se conocen proyectos de ortesis que suplan la actividad de la extremidad superior de un paciente con presencia de la misma.

Otro de los problemas que pueden plantearse es el del costo que supone, tanto desde el punto de vista del diseño, como de la fabricación del brazo robot (*Fig. 55*).

Las consideraciones que se van a tener en cuanto al diseño del brazo robot deben incluir factores de seguridad, factores de confiabilidad, factores de duración y factores económicos.

En el desarrollo del diseño del prototipo del brazo robot se ha buscado un medio de producción asequible tanto a nivel de desarrollo del producto, como para el posible desarrollo final, asociados, ambos al citado coste, ya que, en función del material utilizado sería necesario el uso de proveedores externos que, por ejemplo, fabricaran los prototipados en aluminio u otras materiales más livianos.

Se plantea impresión 3D como idónea, por un lado por la experiencia y el conocimiento previo que da el estudio y el uso de este tipo de impresoras para el alumno, en el caso del desarrollo de este proyecto de la impresora BCN 3D+.

Antes de optar por un material de impresión u otro, se debe tener desde el principio una visión clara del resultado deseado, ya que las características del mismo influirán de manera considerable en el resultado y en el tratamiento posterior de la pieza impresa, ya sea por su grado de solidez, flexibilidad, resistencia, transparencia, nivel de detalle o superficie de acabado (*Berchon y Luyt, 2016, pág. 105*).

Se citaba en el [Punto 5.1](#) del presente TFG y en el flujograma de la *figura 55* la importancia del precio en el desarrollo de un producto. Al contrario de lo que se cree, la impresión 3D también permite ganar tiempo de producción ya que si bien el tiempo de impresión es, por lo general, mucho más lento que el resto de métodos de fabricación, el tiempo medio de prototipado es, en cambio, considerablemente menor (*Berchon y Luyt, 2016, pág. 15*).

Además, el relativo bajo precio del material a utilizar, en este caso ABS, permite el tipo de ensayo de prueba y error, que si bien no es el tipo de ensayo más óptimo en términos de esfuerzo, de nivel temporal o de nivel material, sí es de los más adecuados en este tipo de herramienta, ya que para una variable, forma de impresión o de modelado del brazo robot, existen diversas soluciones que no encarecen el resultado final.



Fig. 142. Ortesis en 3D. Scott Sumnit de "Bespoke Innovations". Recuperado de <https://goo.gl/pbWgq9>

6.2. Método de impresión de las piezas.

Para la impresión de las piezas que forman el brazo, se han seguido los siguientes pasos:

1. Diseño a mano de la pinza ideal.
2. Cálculo de las dimensiones necesarias para el correcto funcionamiento.
3. Creación de las piezas en un programa CAD, en este caso Autodesk Inventor®, con las medidas calculadas.
4. Creación de un ensamblaje con Autodesk Inventor® para corroborar el correcto diseño y su funcionamiento.
5. Transformación del archivo CAD a un archivo STL.
6. Revisión de los archivos STL mediante el uso del programa Netfab Basic®⁶, de uso libre, para la comprobación de la malla y la solución de los posibles errores de programación en la impresión.
7. Generación de los archivos *Gcode*, código de programación de la impresora 3D, para su lectura en la misma y utilizando el programa *Cura*⁷, el cual también es un software libre.

Pero una buena impresión no viene dada solo por el uso de un buen modelo de impresora, o por el perfecto diseño de piezas, sino también por la correcta elección del proceso de impresión.

Así pues, se debe de tener en cuenta la técnica de impresión que se va a usar para obtener el modelo final. En este caso, utilizando el método por deposición de elementos fundidos se ha de prever la disposición de las distintas piezas cuando se trata de hacer que la impresora las genere.

La *deposición de material fundido* es el método más popular para impresión 3D, y el utilizado en el proyecto, donde, la impresora crea el modelo al depositar un fino trazo encima de otro al que se va adhiriendo. El material, por acción de la temperatura se vuelve muy maleable, y al funcionar dicho extrusor a modo de émbolo, hace que el mismo material vaya empujándose a través de una boquilla hasta depositarse sobre el soporte.

El principio de este sistema consiste en que se trabaja por capas de material, una encima de otra, que se van endureciendo hasta formar la pieza previamente diseñada en CAD.

El problema que produce en esta técnica es la aparición de *betas* en las piezas, debido a que, aunque las capas del material se unen entre sí la unión no es completa.

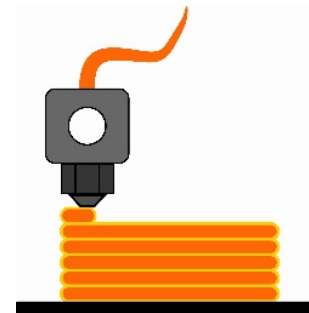


Fig. 143. Esquema de deposición de elemento fundido. Recuperado de <http://goo.gl/TzlvfN>

⁶ <http://www.netfabb.com/>

⁷ <https://ultimaker.com/en/products/cura-software>

Esta *unión incompleta* se puede interpretar como concentradores de tensiones que pueden hacer aparecer en la pieza grietas, según la aplicación de fuerzas externas, debiendo así plantearse la dirección de las capas que la impresora deberá hacer.

6.2.1. Impresión Pinza.

Para la impresión de los dedos se configuró la impresión para que la cara que contenía la elevación cilíndrica quedase en la parte superior, sin necesidad de generar voladizos en la pieza.

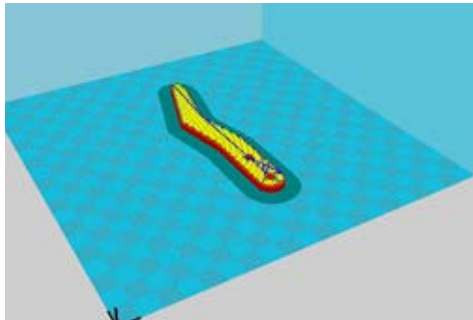


Fig. 144. Vista entre capas del dedo de la pinza en el programa Cura. I.P.

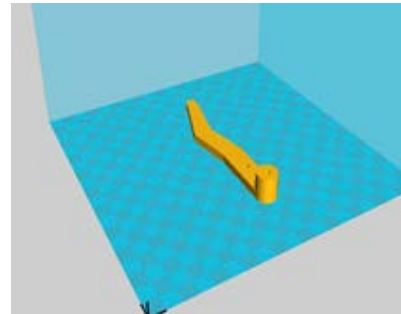


Fig. 145. Vista del dedo de la pinza en el programa Cura. I.P.

La dirección que toman las capas de las piezas es perpendicular con respecto a las fuerzas que generará el agarre de elementos.

Las carcasas también se colocaron sobre la cara que no presentaba ninguna elevación para obtener la misma facilidad de impresión al no aparecer parte en voladizo. Salvo dos, todos sus orificios se encuentran paralelos a la dirección de impresión, con lo que no deberían verse taponados.

La dirección del eslabón de unión de los dedos también presenta esta posición para obtener el mismo efecto en sus orificios. A parte, con esta disposición las capas irán paralelas a las fuerzas aplicadas en él.

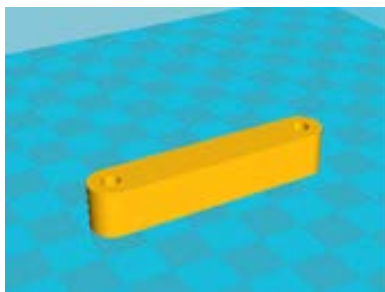


Fig. 146. Vista del eslabón de unión en el programa Cura.I.P

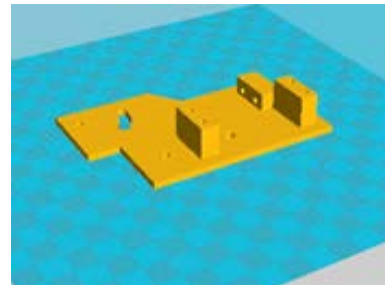


Fig. 147. Vista de la carcasa inferior en el programa Cura. I.P.

6.2.2. Impresión de la muñeca.

Las paredes de la muñeca también siguen la misma disposición que las carcasas de la pinza. Puede parecer que esta posición se haya tomado para favorecer la impresión de los orificios para la unión de las distintas partes de la muñeca, pero en verdad favorece la resistencia de las paredes en contraposición a las fuerzas cortantes actuantes en ellas, aunque por otro lado haga que algunos agujeros se rellenen de estructura para poder imprimir las partes en voladizo.

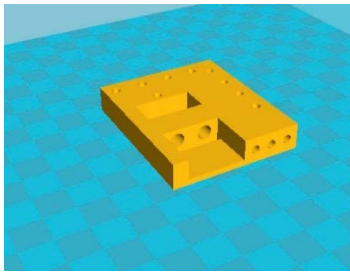


Fig. 148. Vista de la pared izquierda de la muñeca en el programa Cura.I.P

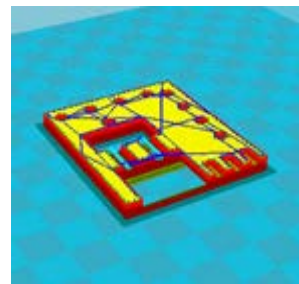


Fig. 149. Vista de las capas de la pared izquierda de la muñeca en el programa Cura.I.P

6.2.3. Impresión del Antebrazo.

Las dos piezas que conforman el antebrazo son más grandes que las de la pinza y la muñeca y aunque su diseño se haya tenido en cuenta a la hora de imprimir, no deja de plantear un problema en dicha impresión.

Comparando las dos direcciones más óptimas de impresión, llegamos a algunas conclusiones.

Si se imprimiesen en dirección paralela a la impresión (Fig. 150), se tardaría menos tiempo y además se utilizaría menos material con lo que se estaría ahorrando en recursos.

En cambio, si se eligiese una impresión con la pieza apoyada en toda la superficie de impresión (Fig. 151), se incrementarían estos. El factor que decide la posición de impresión no es otro que la resistencia que implicarían ambas posiciones de impresión. Una impresión como la Fig. 150 dejaría una pieza formada por capas distribuidas paralelamente en dirección a las fuerzas cortantes y a los momentos flectores de las piezas. En cambio, una impresión como la Fig 151 crearía una pieza con sus capas en dirección perpendicular a las fuerzas cortantes y a los momentos flectores, consiguiendo así una pieza más robusta.

Es por ello que para imprimir ambas piezas se utiliza la posición de impresión de la Fig 151.

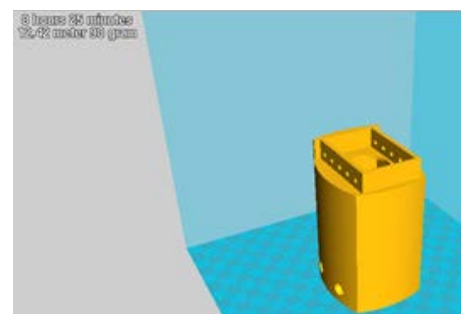


Fig. 150. Vista de la primera parte del antebrazo con orientación vertical en el programa Cura.I.P.

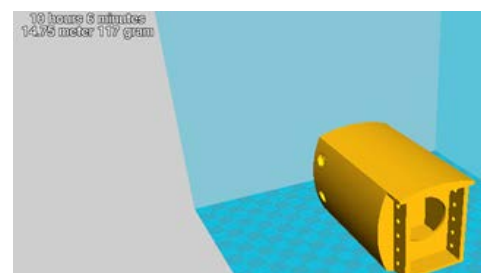


Fig. 151. Vista de la primera parte del antebrazo con orientación horizontal en el programa Cura.I.P.

6.2.3. Impresión del Bíceps.

La impresión de la pieza bíceps presenta el mismo problema que la pieza que forma el antebrazo.

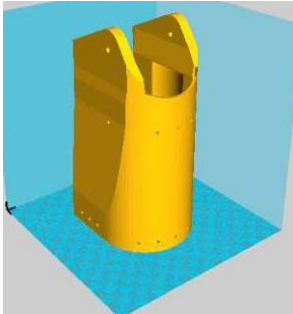


Fig. 152. Vista del bíceps con orientación vertical en el programa Cura. I.P.

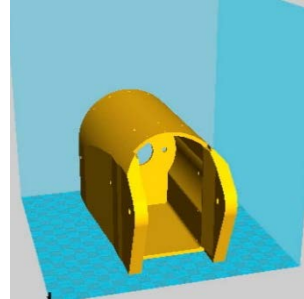


Fig. 153. Vista del bíceps con orientación horizontal en el programa Cura. I.P.

Si elegimos el diseño de impresión en vertical (Fig. 152) obtenemos un tiempo de impresión de 24 horas y 46 minutos con 297 gramos de material usado; mientras que con la impresión en horizontal (Fig. 153) se tarda 27 horas consumiéndose 322 gramos de material.

Teniéndose en cuenta otra vez la dirección de las capas del material respecto a las fuerzas aplicadas en la pieza se elegirá el método de impresión en 3D con la pieza en horizontal (Fig. 153) quedando las capas de material en dirección perpendicular a las fuerzas a las que se ve sometida, ya sea a las fuerzas resultantes generadas por la torsión del eje del codo, como al peso del antebrazo y pinza y al momento flector que originarán estas últimas piezas en su recorrido.

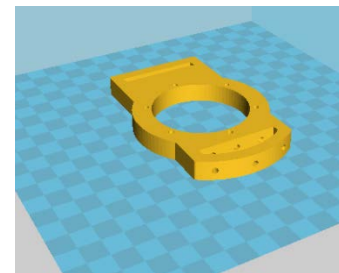


Fig. 154. Vista de la base del Harmonic Drive del bíceps en el programa Cura. I.P.

En la pieza bíceps también se encuentra la pieza que mantiene unido el Harmonic Drive al conjunto de engranajes y la sujeta a la pieza bíceps (Fig. 154).

Ya que consta de un diseño simple, se imprimirá de forma horizontal, al ser la más eficiente respecto a velocidad y uso de material.

6.2.4. Impresión del Tríceps.

La pieza tríceps es análoga a la pieza bíceps, no solo por su semejanza física, sino también por el tipo de fuerzas a las que se ve sometido.

Al igual que la pieza bíceps, esta pieza también debe soportar las fuerzas resultantes en los apoyos del eje del hombro debido al momento torsor que se generará en él, el peso del resto del brazo robot y los momentos flectores del movimiento en torno al hombro.

Se elige, como en las veces anteriores, una impresión que deje las capas de la pieza enfocadas a la mayor resistencia posible.

En este caso, con la pieza en vertical (Fig. 156) se tiene un tiempo de impresión de 18 horas 10 minutos y 210 gramos de material y, con la pieza en horizontal (Fig. 155), 28 horas y 32 minutos de tiempo y 344 gramos, eligiendo el método de impresión en horizontal.

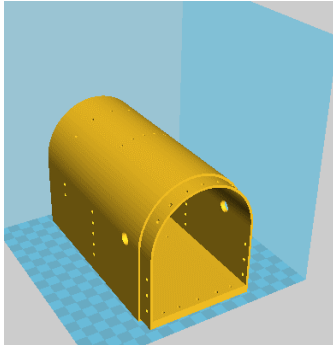


Fig. 155. Vista del bíceps con orientación horizontal en el programa Cura. I.P.

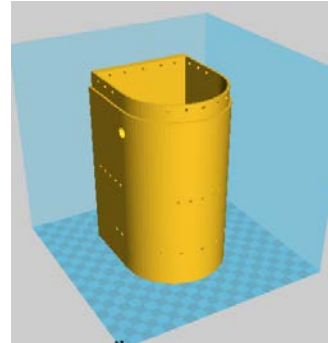


Fig. 156. Vista del bíceps con orientación vertical en el programa Cura. I.P.

La pieza tríceps también consta de dos complementos más, la sujeción del motor EC90 y la sujeción del Harmonic Drive. Ambas piezas son impresas al igual que la sujeción del Harmonic Drive del bíceps, de forma horizontal para minimizar los tiempos y el material de impresión.

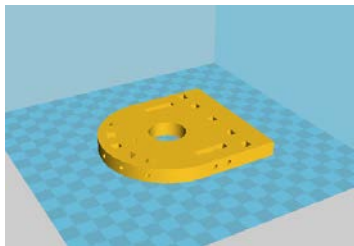


Fig. 157. Vista de la base del motor del tríceps en el programa Cura. I.P.

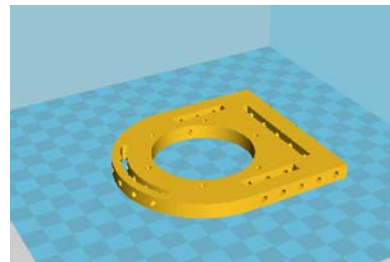


Fig. 158. Vista de la base del HD en el programa Cura. I.P.

6.2.5. Impresión del hombro.

El hombro debe soportar fuerzas en dirección al eje de rotación del brazo, por lo que las capas deben encontrarse perpendicularmente a la dirección de éste. Es por ello que la orientación a seguir será en el sentido vertical de la pieza, forma en la que se alcanza la mayor resistencia.

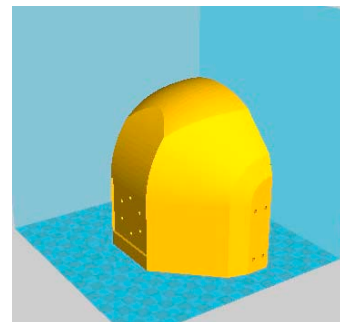


Fig. 159. Vista del hombro en el programa Cura. I.P.

6.3. Control de calidad de las piezas.

Dadas las características de la fabricación de las piezas, impresión 3D, y del material empleado, ABS, se ha intentado minimizar en lo posible las posibles distorsiones de tamaño, a fin de que encajen perfectamente unas piezas con otras, además de contener correctamente a los distintitos mecanismos.

Las principales fallas que pueden producirse en la impresión 3D de una pieza son:

- Levantamiento de la pieza o *warping*: Se produce al generarse tensiones en la base de la pieza que produce que los bordes de ésta comiencen a desprenderse de la cama caliente. Se evita impregnando la cama caliente con una mezcla al 60/40% de ABS/acetona, formando una película adhesiva que deja las primeras capas del material perfectamente adheridas (Fig. 162).
- Error de dimensión en las piezas debido a contracciones y dilataciones del material y a falta de precisión en los ejes X, Y y Z de la impresora 3D. Esto produce que algunas medidas, como diámetros de orificios, puedan tener una variación de las medidas originales. Para minimizar estos errores se han impreso piezas de calibración para la impresora 3D (Fig.160) para testear las características óptimas que a las que puede imprimir ésta. En esta pieza test se encuentran diferentes ángulos, formas y tamaños que la impresora podrá imprimir o no en función de su correcto calibrado. La impresora utilizada tiene un margen de error de $\pm 0,2$ mm, valor que se recoge en los planos.
- Grietas en las piezas (Fig. 161): Este fallo puede aparecer en las piezas que forman el brazo robot de mayor tamaño. Se debe a que las diversas capas superiores no se mantienen a la misma temperatura debido a su mayor distancia a la cama calefactora, la única fuente de calor. En este proyecto se intenta corregir este problema dotando a la impresora de una carcasa de material aislante que mantiene una temperatura media en toda la impresora (Fig. 163).

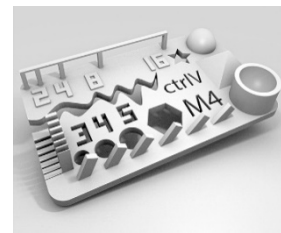


Fig. 160. Pieza test impresora 3D.
Recuperado de
<http://goo.gl/sfdS9m>



Fig. 161. Pieza con grieta. I.P.

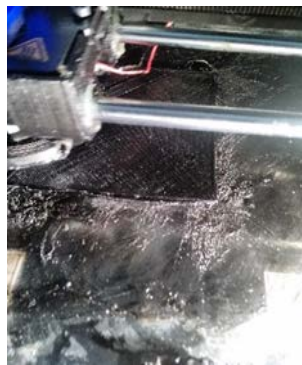


Fig. 162. Cama caliente con mezcla adherente. I.P.



Fig. 163. Impresora recubierta de estructura aislante. I.P.

El acabado de las piezas se ha realizado mediante *limpieza* con una mezcla de 70/30% de ABS/acetona, para unir las imperfecciones que pudieran aparecer entre las capas. Posteriormente se procede a su lijado y una capa de imprimación.



Fig. 164. Piezas impresas del brazo robot.

7. MONTAJE DEL BRAZO ROBOT.

Al ensamblar todo el conjunto de piezas que forman el brazo robot, se aprecia la facilidad con la que se realiza el montaje de éste, pues el uso de tornillos y tuercas permite un acople robusto pero ligero. Otra ventaja de utilizar este tipo de unión es que se puede volver a desmontar todas las piezas sin que sufran ningún desperfecto, lo que no ocurriría con la soldadura.

Para ensamblar la pinza, se empieza acoplando el motor MG959 a su base en la pieza *reverso de la mano* y fijándola a la *palma de la mano* usando los respectivos orificios para los tornillos, tanto de la base como del motor. Después de esto, se acopla el motor MG958 perpendicularmente a las dos bases que forman la pinza y este se une al pasador de la muñeca.

Posteriormente, se hacen pasar por los orificios de la pinza correspondientes tornillos de 65 mm de longitud y se atornillan tanto a los dedos como a la unión de estos.

Para ensamblar la muñeca, se toma como punto de partida su base, para después fijar a ésta las dos paredes mediante tornillos con sus respectivas tuercas. Una vez realizado, el conjunto se une al antebrazo utilizando tornillos y tuercas iguales a los anteriores y, posteriormente, se le acopla el motor MG958.

A este último motor se le une el pasador junto a la pinza y se inserta un tornillo en la parte inferior de dicho pasador que se acaba uniendo a la base de la muñeca, convirtiéndose así en un eje.

Las piezas que componen el antebrazo resultan perfectamente fijadas usando dos tornillos de 60 mm de longitud, convirtiéndose así en un conjunto sólido y actuando como una sola pieza.

A la pieza bíceps se le fija el motor EC90 para, posteriormente introducir el resto del conjunto de mecanismos en el interior del bíceps y asegurar el Harmonic Drive con la pieza de sujeción.

Cuando la pieza bíceps y la pieza del antebrazo están preparadas, se procede a la unión de ambos gracias a un eje. Cuando se introduce dicho eje por una pestaña de cada pieza se le fija el engranaje cónico mediante adhesivo y, después de introducirlo por las dos pestañas restantes, se roscan sus dos extremos.

Una vez está ensamblado el antebrazo, la pieza tríceps se acopla al bíceps y se asegura usando tornillería. Fijadas ambas piezas, al tríceps se le une el eje del hombro junto a su correspondiente engranaje cónico, después, se coloca el Harmonic Drive en su base correspondiente y se asegura a la estructura del tríceps. También se coloca una rosca en su extremo para no permitir que el brazo robot se desprenda del eje de éste.

Gracias al acceso mecánico, se une el eje que conduce al Harmonic Drive con el acoplamiento flexible que viene del motor EC90, el cual ha sido fijado ya a su base y ésta, a su vez, al tríceps.

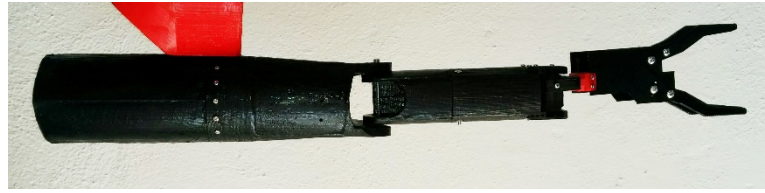


Fig. 165. Montaje final del prototipo del brazo robot. I.P.

Por último, se instala en la pieza hombro la base soldada al eje del tríceps, asegurando que ninguna tornillería sobresale de su rebaje.

7.1. Prueba del brazo robot.

Después del proceso de impresión, control y montaje, las pruebas que se realizaron para comprobar si el brazo robot cumplía con los requisitos propuestos en su diseño fueron de accionamiento manual, ya que al ser parte de un proyecto multidisciplinar ([Punto 1.2.](#)) en el que participa personal facultativo del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia⁸ no se ha podido realizar por el alumno las pruebas sobre el paciente.

7.1.1. Apertura y cierre de la pinza.

Se comenzó corroborando el funcionamiento de la pinza, es decir, la apertura y cierre de los dos pares de dedos mediante la comprobación sin motor, comprobando que los dedos y los ejes realizaran bien su recorrido y que la pieza de unión de los dos pares de ejes funcionara como método de transmisión de movimiento.

No se detectó problema alguno ni se vio obstaculizado el recorrido de los dedos, demostrando así su funcionalidad.

Por último, se probó a sujetar objetos con dicha pinza, buscando que el agarre óptimo se encontrase al sujetar una botella de agua. Se observó que la pinza era capaz de sujetar la botella en donde esta tenía las dimensiones escogidas para la distancia entre los dedos de la pinza.



Fig. 166. Montaje del prototipo de la pinza. I.P.

7.1.2. Giro de la muñeca.

La pieza fundamental para este movimiento es el eslabón de unión. Se imprimen dos piezas que simulen a los servomotores, insertándose de forma adecuada y comprobando su viabilidad.

El servomotor que coloca en la pinza permite los movimientos de pronación/supinación.

⁸ Dr. Juan Francisco Vázquez Costa y Dra. Teresa Sevilla Mantecón, del Grupo GIA-NMA del Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.

El servomotor que coloca en la muñeca permite los movimientos de flexión/extensión.

Los movimientos se realizan de forma correcta, aunque de forma manual.

7.1.3. Movimiento de flexión/extensión del antebrazo y brazo.

Se inserta el eje que une las piezas del antebrazo y del brazo (bíceps y tríceps) y se comprueba que las dos piezas disponen de la suficiente holgura para que no se impida el movimiento, pero que, a la vez, no permita al antebrazo quedar libre sobre el eje.

7.1.4. Rotación del brazo robot.

Por último, se monta todo el brazo sobre el eje del hombro, verificándose su resistencia y su correcto giro. También se comprueba la ergonomía de todo el brazo robótico.

8. CONCLUSIONES FINALES DEL PROYECTO.

Uno de los objetivos de este TFG es diseñar un dispositivo que permita a un paciente con una enfermedad concreta para que pueda realizar funciones básicas, con unos costes de diseño y fabricación razonables. Los planteamientos iniciales han podido llevarse a cabo en su totalidad, considerándose que el mismo es tecnológicamente viable y que el software, el hardware, los materiales, etc., han dado el resultado previsto en cuanto a funcionalidad, costes económicos y diseño (Fig.167 y 168).



Fig. 167. Montaje del brazo robot en el cuerpo del paciente. Montaje efectuado con el software ZBrush. I.P.

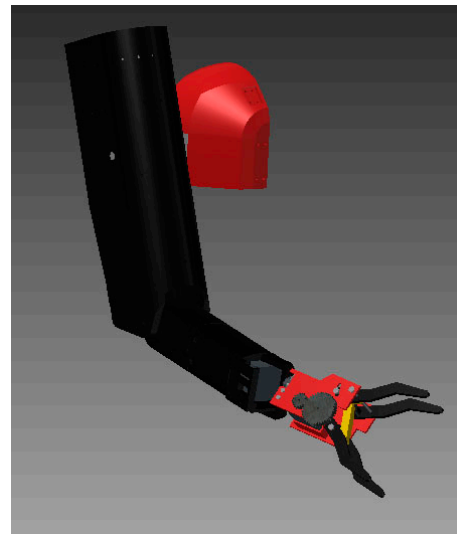


Fig. 168. Montaje final del brazo robot. I.P.

El método de diseño y la posterior técnica de fabricación, impresión 3D, ha permitido verificar varios errores en el diseño inicial, pero que sin sobrecostes, tanto en términos económicos como en términos de tiempo de diseño. Los errores detectados, y por tanto corregidos, son:

- Los tornillos que unen los dedos de la pinza realizan la doble función de unión para el ensamblaje como de ejes de rotación para estos dedos. El apriete genera el inconveniente de que una vez unidos y fijados mediante tuerca para realizar el movimiento de rotación, no permite el desplazamiento de uno sin mover el otro, resultando difícil un ajuste de distancias respecto del eje y las bases que forman la pinza (Fig. 172). Esto se solucionó con el uso de arandelas entre los dedos y la base de la pinza.



Fig. 169. Tornillo de unión de los dedos de la pinza. I.P.

- Al ser el material de los dedos plástico ABS, con un coeficiente de rozamiento de 0,5, puede producirse el deslizamiento de los objetos que agarre. La solución pasa por el recubrimiento de los mismos con fundas de goma, lo que no conlleva el rediseño de los dedos, tiene un bajo costo y permite su sustitución por uso por personal no técnico.

- Si bien el diseño original hace pensar que la pieza de sujeción del Harmonic Drive del bíceps encaja perfectamente en su lugar de ensamblaje, una vez impresas se comprueba que se produce una pequeña dilatación que dificulta su colocación. La solución pasa por diseñar la pieza con un mayor control de la holgura. La pieza a sustituir tiene una valor de 0,56 € y la nueva de 0,54 €.
- En la pieza bíceps, al igual que se hizo con la pieza tríceps ([Punto 5.4.6.](#)) también se hace necesario realizar un orificio para acceso mecánico para el montaje del conjunto de mecanismos. No obstante, no es necesario el rediseño total de la pieza, solo se necesita incluir el orificio en el lugar adecuado. En la pieza impresa se practica el orificio mediante un taladro.
- Los cálculos sobre el diseño original han permitido soslayar los posibles problemas de resistencia, como, por ejemplo, se refleja en el [Punto 6.2](#) donde, con un cambio de posición de la pieza para su impresión aumenta la resistencia de la misma.
- Si bien la sujeción del brazo robot al paciente no es parte del diseño por este alumno, se pensó que la misma podría realizarse mediante un arnés ([Fig. 171](#)). Por ello, el hombro quedó diseñado con diversas zonas de anclaje. Al proceder a la simulación de la sujeción del brazo robot al paciente con el programa ZBrush^{®9} para poder visualizar el resultado final ([Fig. 170](#)) se advirtió que en un futuro es compatible el diseño del mismo con una sujeción rígida.

El software utilizado para el diseño final del brazo robot facilita que el mismo pueda realizarse mediante el uso de otros materiales distintos al utilizado, ABS, y con otras técnicas diferentes a la impresión 3D.

Los componentes con los que está fabricado el brazo robot para discapacitados, la fuente de alimentación de sus motores, el peso, etc., no suponen un riesgo para el usuario/paciente del mismo.

La fabricación de las distintas piezas no supone un riesgo medioambiental ya que no se producen vapores o residuos contaminantes.



Fig. 171. Simulación de sujeción estructural. I.P.



Fig. 170. Colocación del prototipo del brazo robot sobre una persona .I.P.

Los posibles restos de plásticos pueden ser tratados como residuos urbanos o reutilizados.

⁹ <https://pixologic.com/>

Se considera que el impacto de este proyecto inherente a la actividad humana es despreciable al no existir riesgo para el medio físico.

Desde el punto de vista social es más que evidente la mejora en la calidad de vida que un dispositivo como el aquí desarrollado supone para pacientes con la enfermedad de *flain arm*, y en un futuro podría evaluarse la inclusión de esta ortesis en los servicios comunes del Sistema Nacional de Salud, con el fin de que los potenciales usuarios, personas con discapacidad, puedan beneficiarse de ayudas económicas de dicho Sistema Nacional de Salud o de las Comunidades Autónomas con competencias en la materia.



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

Documento 2

PRESUPUESTO DEL PROYECTO

DISEÑO EN IMPLEMENTACIÓN DE UN BRAZO ROBOT PORTABLE PARA DISCAPACITADOS

Alumno: **Javier Martínez Bea**

Profesor: **Ranko Zotovic Stanisic**



INDICE DEL PRESUPUESTO

FIGURAS.....	II
TABLAS.....	II
1. PRESUPUESTO Y COSTE ECONÓMICO DEL PROYECTO.....	1
1.1. Coste de los recursos humanos.....	1
1.2. Coste del equipo y del material empleado.....	1
1.3. Coste del software.....	2
1.4. Material.....	2
1.5. Gastos de impresión.....	3
1.6. Gastos totales.....	4
HOJA DE COSTES.....	5

FIGURAS.

Fig. 1. Recorte pantalla Cura con tiempos de impresión y cantidad de material. I.P..... 2

TABLAS.

TABLA 1. Costes de los recursos humanos del proyecto. Elaboración propia. 1
TABLA 2. Costes amortización equipos. Elaboración propia. 1
TABLA 3. Costes del software utilizado. Elaboración propia. 2
TABLA 4. Descripción de los tiempos de impresión y del material de las piezas. Elaboración propia. 3
TABLA 5. Gastos materiales. Elaboración propia. 3
TABLA 6. Gastos consumo eléctrico. Elaboración propia. 3
TABLA 7. Gastos totales. Elaboración propia. 4

1. PRESUPUESTO Y COSTE ECONÓMICO DEL PROYECTO.

Una de las premisas que marcan este TFG ([Punto 1.2.](#)) es que los costes de diseño y producción sean asequibles a este paciente en particular y a los potenciales pacientes en general, lo que garantiza la viabilidad económica del proyecto.

1.1. Coste de los recursos humanos.

Para el cálculo de los costes de personal se ha tomado como referencia la carga establecida para el TFG, 300 horas (cuatro meses), optándose por un precio por hora para un Ingeniero *Junior*, en el que no se han tenido en cuenta otros gastos sociales que debieran tenerse en cuenta en cualquier proyecto industrial, haciéndose constar solo el coste neto.

Personal	€/h	Horas (h)	Importe total
Ingeniero Junior	20	300	6000 €
Gastos en recursos humanos			6000 €

TABLA 1. Costes de los recursos humanos del proyecto. Elaboración propia.

1.2. Coste del equipo y del material empleado.

Para la impresión del brazo robótico se ha utilizado la impresora BCN-3D+.

Para el diseño, cálculos, etc, se ha utilizado un ordenador ASUS i7 F555.

El periodo de amortización de estos equipos se ha establecido sobre un máximo de cinco años¹,

Equipos	Precio (IVA incluido)	Amortización anual	Amortización 4 meses
Impresora BCN 3D+	1452 €	290,4 € /5 años	96,8 €
Ordenador Asus	699 €	139,8 € /5 años	46,6 €
Gastos en equipos			143,4 €

TABLA 2. Costes amortización equipos. Elaboración propia.

¹ Datos obtenidos de la Ley 27/2014, de 27 de noviembre, del Impuesto de Sociedades, donde, dentro del apartado Equipos electrónicos e informáticos. Sistemas y programas, se establece para los equipos electrónicos un coeficiente lineal máximo de 20% y un periodo de años máximo de 10 años

1.3. Coste del software.

El software utilizado para el diseño del brazo robótico ha sido Autodesk Inventor, en su licencia para estudiante, que es gratuita.

No obstante, el precio de suscripción de este programa por un año² es de 2060 € y de forma mensual de 260 €.

Para poder imprimir las distintas piezas se tenido que convertir los ficheros en formato STL, para lo que se ha utilizado el programa Netfab Basic® el cual es libre y, por tanto, gratuito.

La generación de los archivos GCode para la lectura por la impresora 3D es mediante el programa Cura, también software libre.

Software	Precio	Total
Autodesk Inventor (versión estudiante)	0 €	0 €
Netfab Basic (versión libre)	0€	0€
Cura (versión libre)	0 €	0 €
Gastos en software		0 €

TABLA 3. Costes del software utilizado. Elaboración propia.

1.4. Material.

El material necesario para la impresión de las distintas piezas para la producción del brazo robótico y los tiempos de impresión, son calculados mediante el software Cura, el cual permite conocer dicho tiempo de impresión y la cantidad de material necesario. La densidad interna de las piezas ha sido del 25% y el filamento utilizado tiene un diámetro de 2,85 mm.



Fig. 1. Recorte pantalla Cura con tiempos de impresión y cantidad de material. I.P.

Nombre pieza	Cantidad	Tiempo	Peso (g)
Dedo índice	2	33 min	6 g.
Dedo pulgar	2	34 min.	7 g.
Palma de la mano	1	1 h. 23 min	15 g.
Reverso de la mano	1	1 h. 30 min	18 g.
Unión de los dedos	1	18 min.	3 g.
Suelo muñeca	1	35 min.	6 g.

² <http://www.autodesk.es/products/inventor/subscribe>

Lado muñeca	2	1 h.		11 g.
Antebrazo (I)	1	10 h.	2 min.	116 g
Antebrazo (II)	1	9 h.	29 min.	110 g
Bíceps	1	24 h.	46 min.	297 g
Pieza sujeción Harmonic Drive Bíceps	1	1 h	40 min	20 g
Tríceps	1	28 h	32 min	344 g
Pieza sujeción motor tríceps	1	3 h	21 min	38 g
Pieza sujeción Harmonic Drive Tríceps	1	2 h	7 min	23 g
Hombro	1	17 h	20 min	210 g
Total		97 h	370 min	1224 g.
		103 h - 10 m		

TABLA 4. Descripción de los tiempos de impresión y del material de las piezas. Elaboración propia.

Material	Precio	Total
Material de impresión ABS (1224 g)	28 €/Kg.	34.27 €
Tornillería	4, 15€	6,95 €
Total		41,22 €

TABLA 5. Gastos materiales. Elaboración propia.

1.5. Gastos de impresión.

La impresora Barna 3D+ utilizada tiene una potencia máxima de 240 W.

Los gastos de consumo de electricidad son:

Gastos electricidad	Precio KW 0,134662 €/ kW. Día	Total
Tiempo empleado	110 h	35, 5 €
Total		35, 5 €

TABLA 6. Gastos consumo eléctrico. Elaboración propia.

1.6. Gastos totales.

La suma de todos los gastos, sin incluir IVA, se refleja en la siguiente Tabla.

Total gastos	Total
Personal (Ingeniero junior)	6000,00 €
Gastos amortización	143,40 €
Gasto material	41,22 €
Gasto electricidad	35,50 €
Otros	90,00 €
Total	6310,12€

TABLA 7. Gastos totales. Elaboración propia.

HOJA DE COSTES

Ref. Proyecto	Diseño e implementación de un brazo robot portable para discapacitados			
Tipo de proyecto	Trabajo de Fin de Grado			
Cliente	Universidad Politécnica de Valencia. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Valencia.			
Emplazamiento	Camino de Vera s/n, Edificio 5F	Tfno. 963877170		
Población	46022	Valencia		
Ingeniero				
	Recopilación de datos y documentación necesaria			
	Estudio y replanteo del proyecto			
	Confección de la memoria técnica			
	Confección de planos			
	Total horas	300 h.	20 €	6000,00 €
	Papel + coste de impresión TFG + Planos + Encuadernado			90,00 €
	Desplazamientos			0,00 €
	Material: ABS	1224 g	28 € kg	34,27 €
	Tornillería			6,95 €
	Otros			0 €
	Amortización Equipo			143,4 €
	Otros			35,5 €
Total	(SIN IVA)			6310,12 €



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

Documento 3

PLANOS

***DISEÑO EN IMPLEMENTACIÓN DE UN BRAZO
ROBOT PORTABLE PARA DISCAPACITADOS***

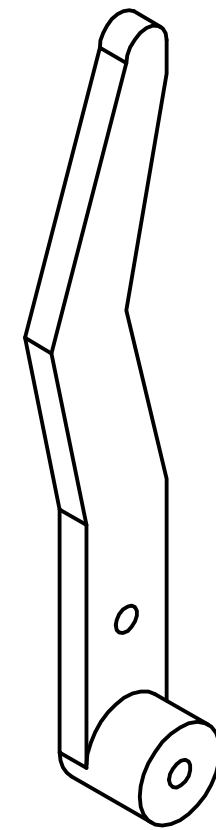
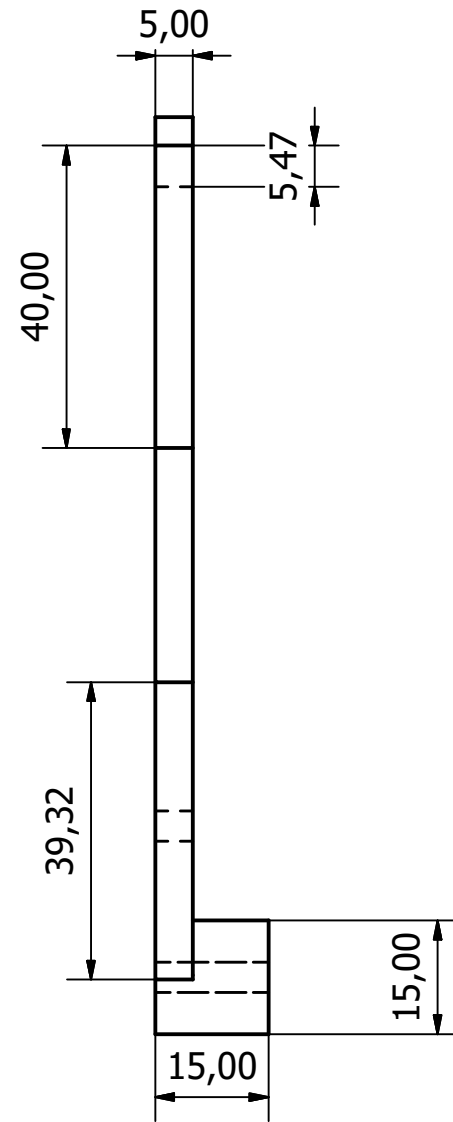
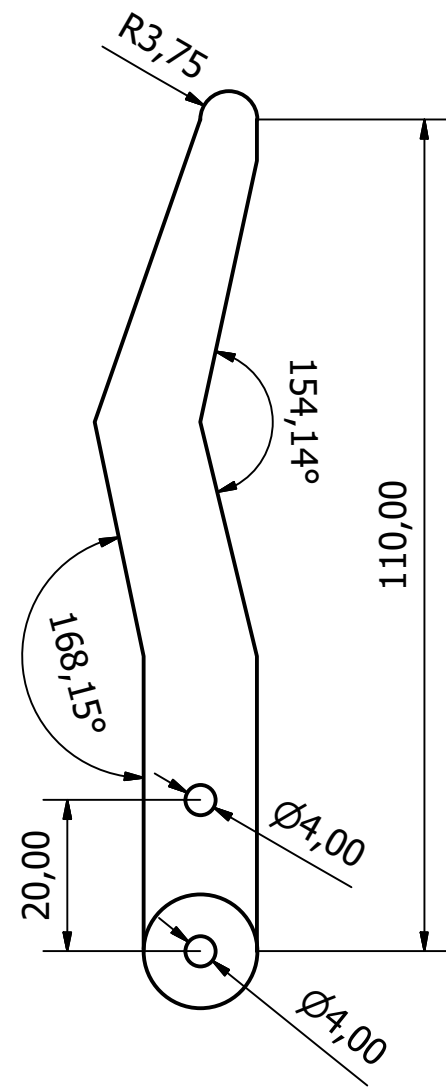
Alumno: **Javier Martínez Bea**

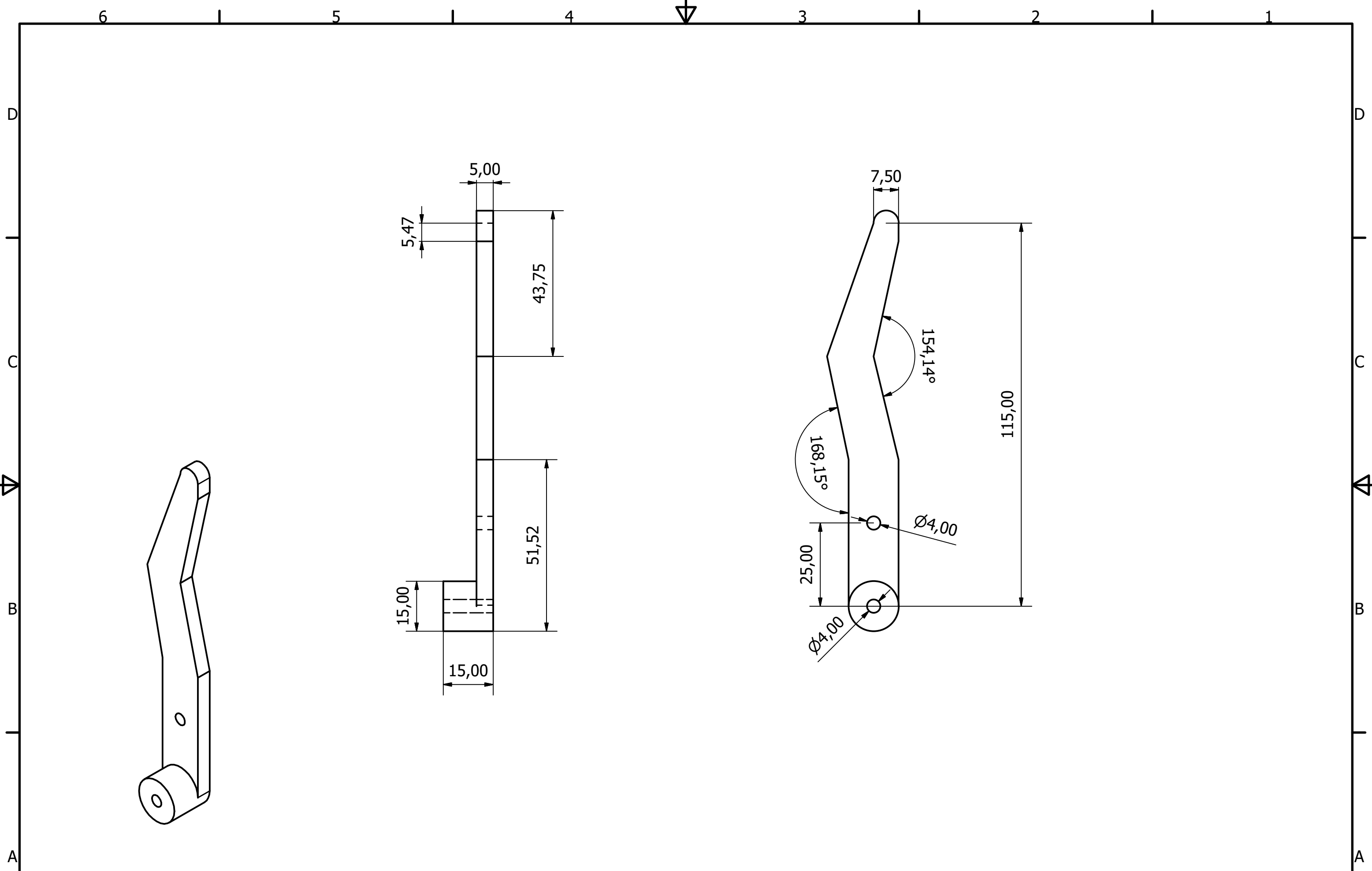
Profesor: **Ranko Zotovic Stanisic**

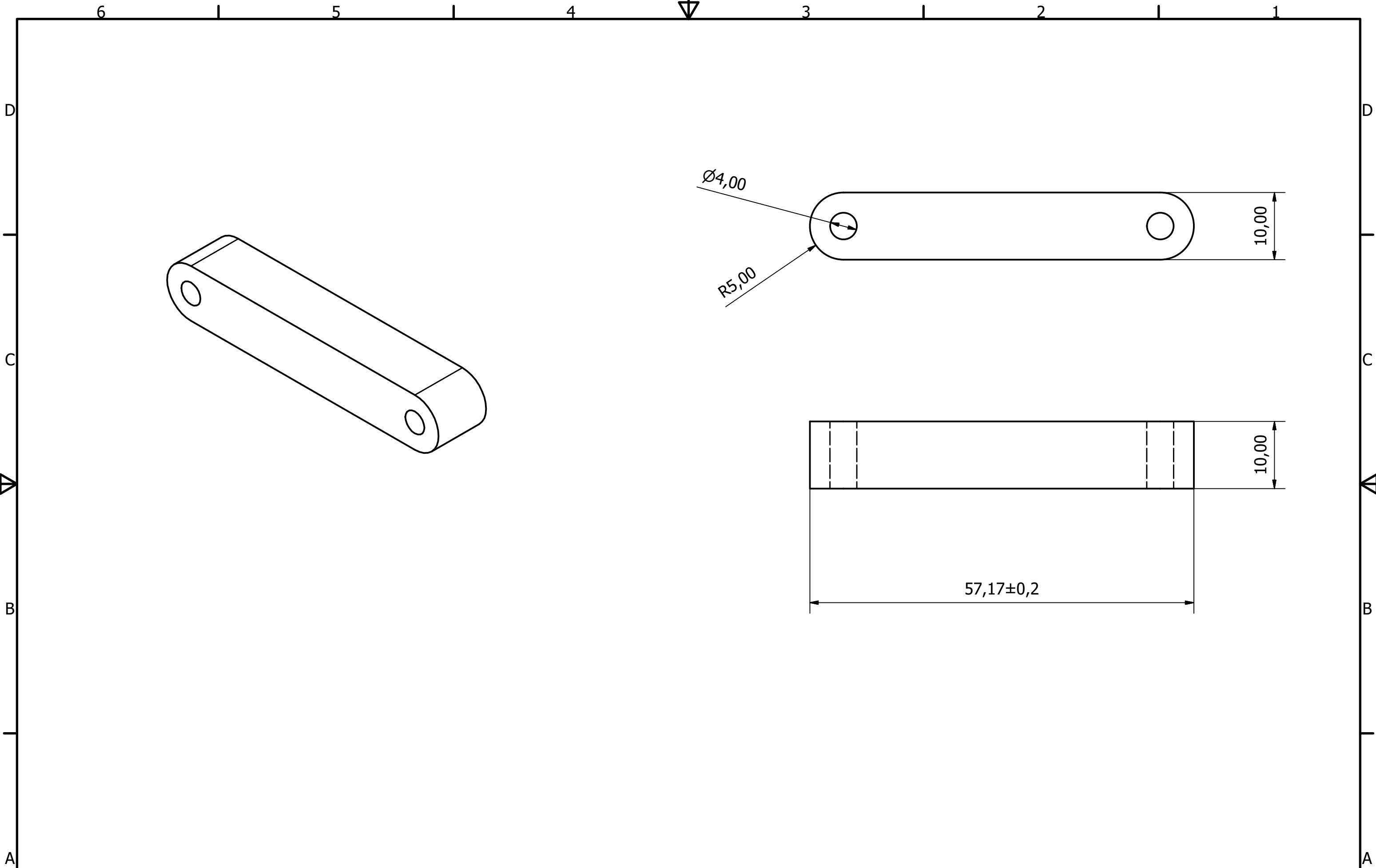


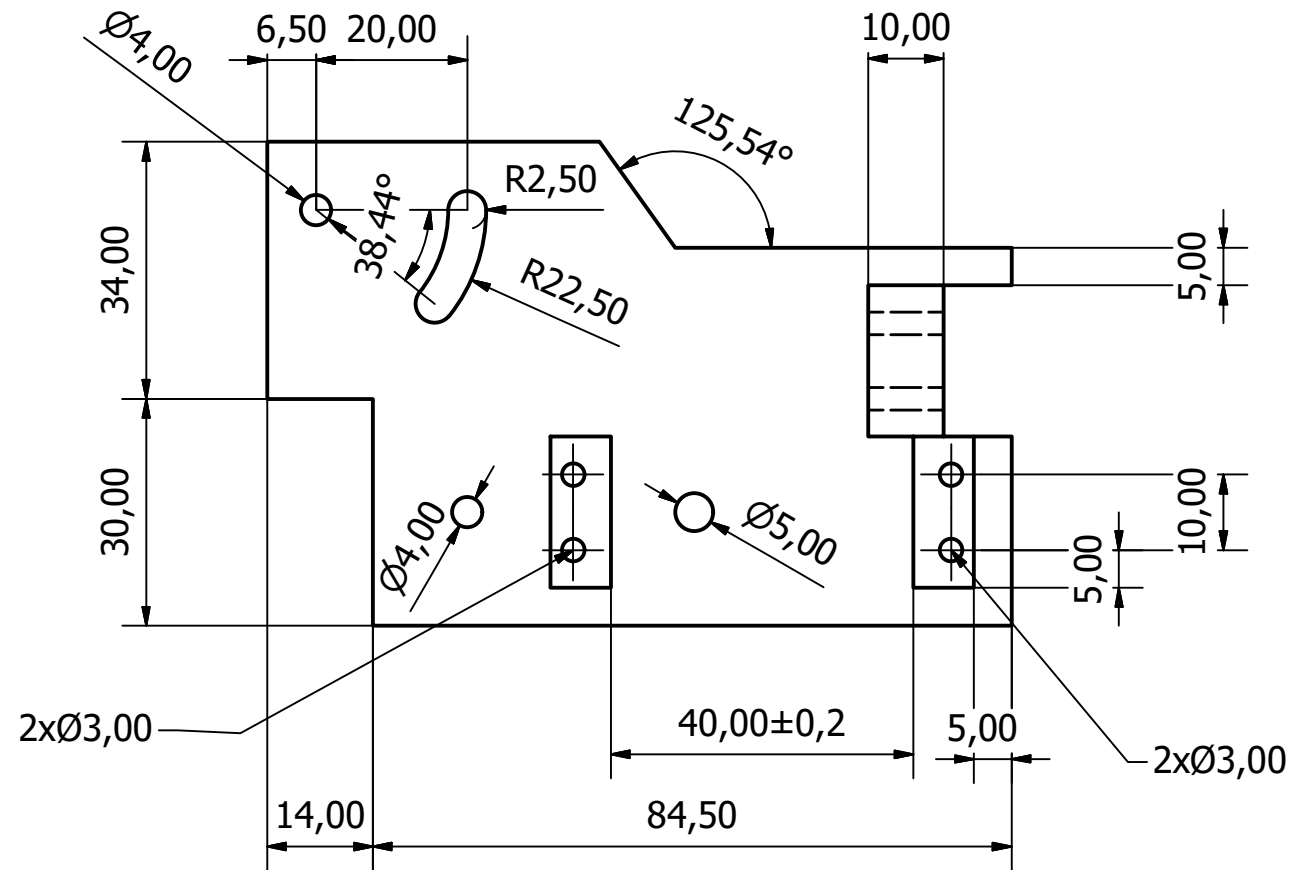
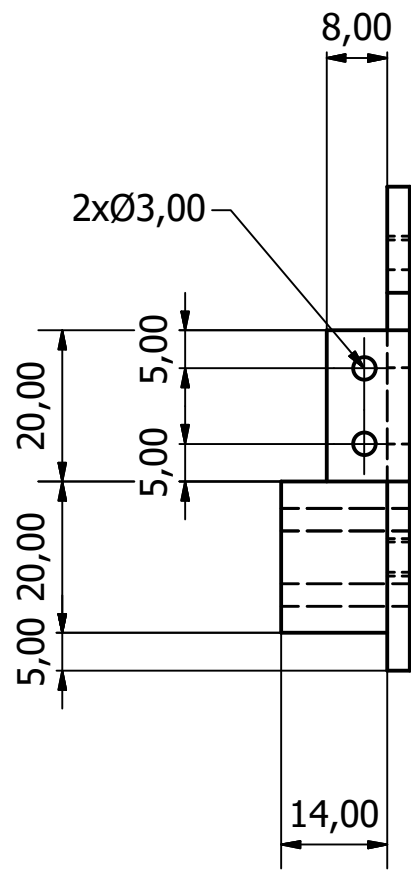
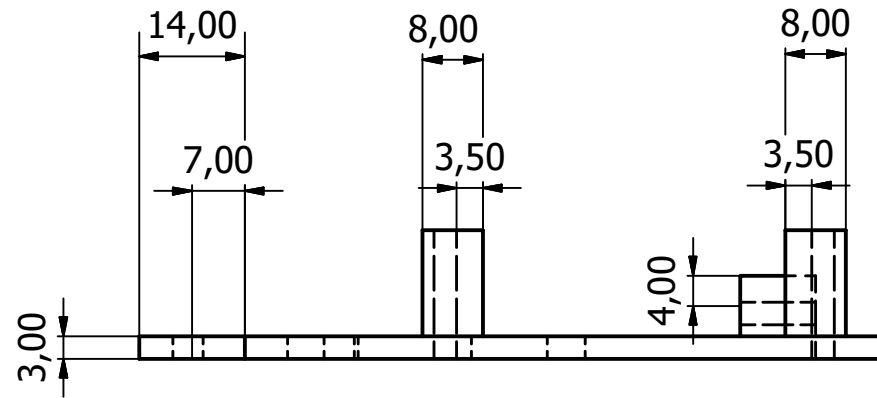
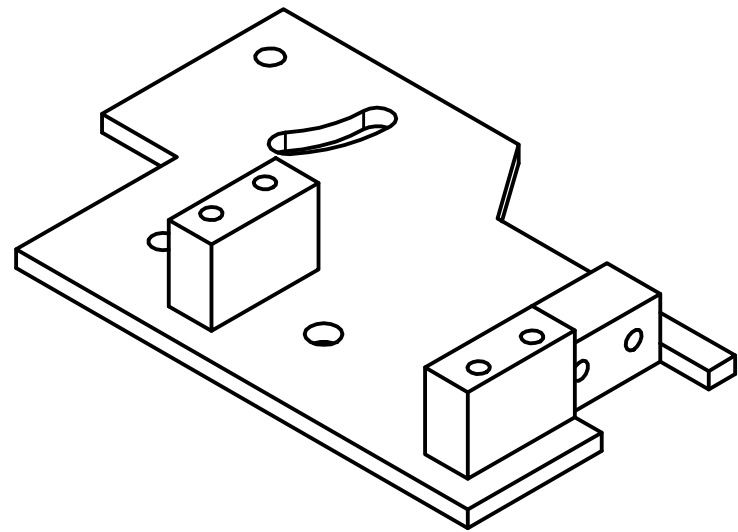
INDICE PLANOS

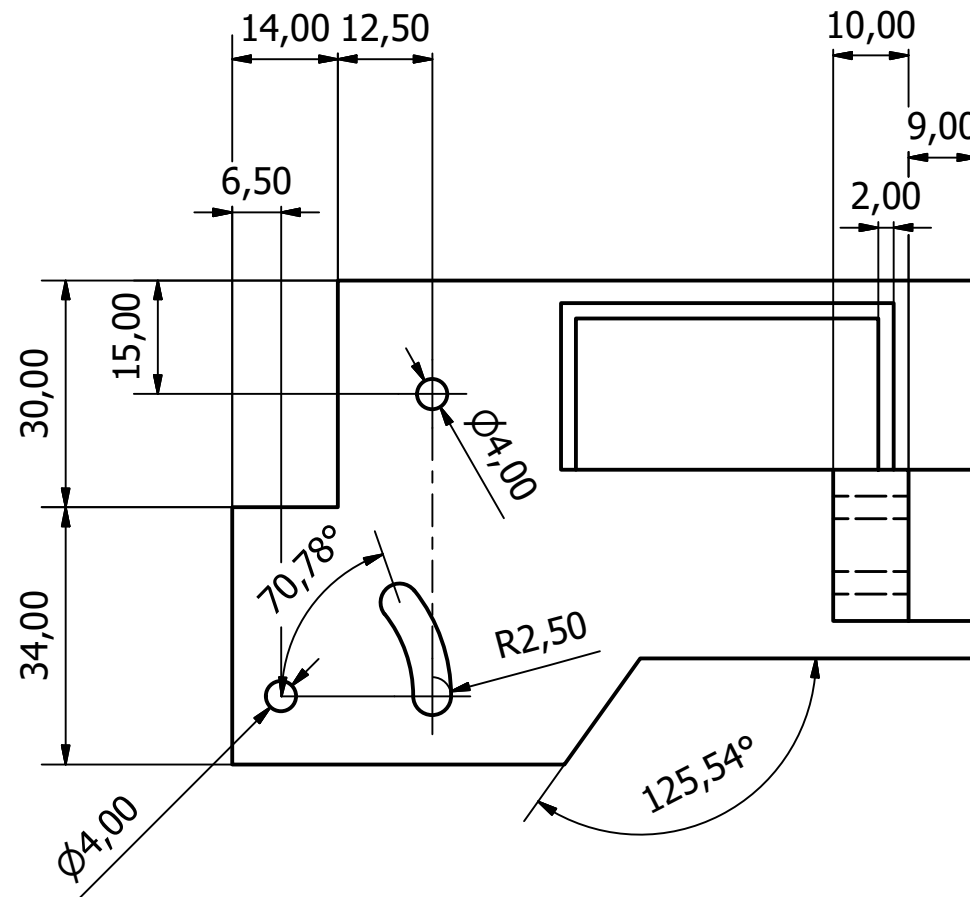
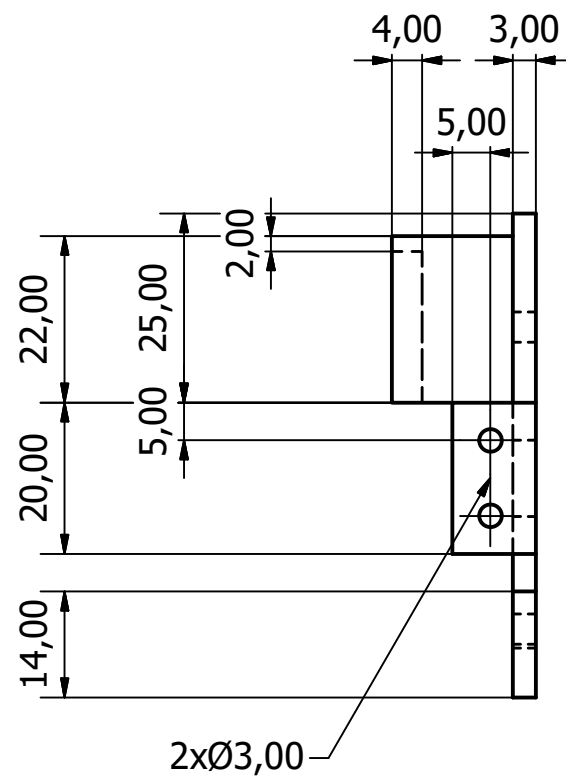
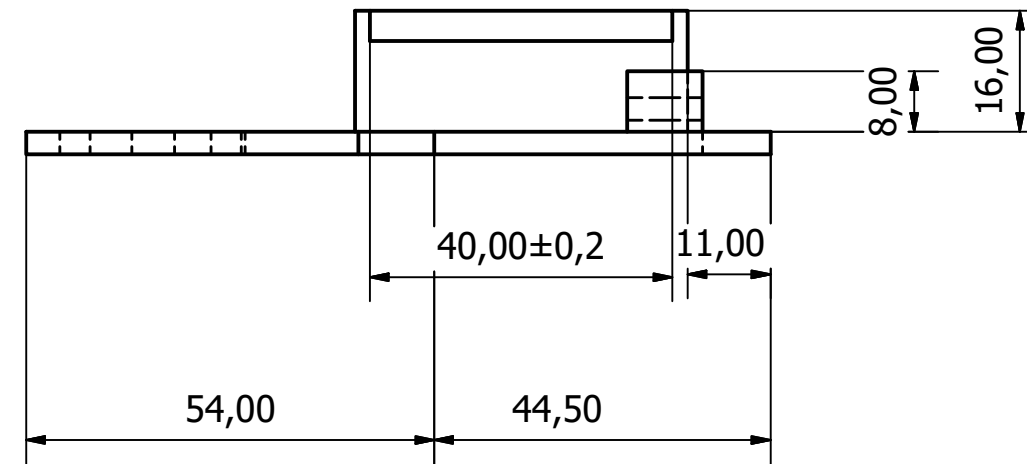
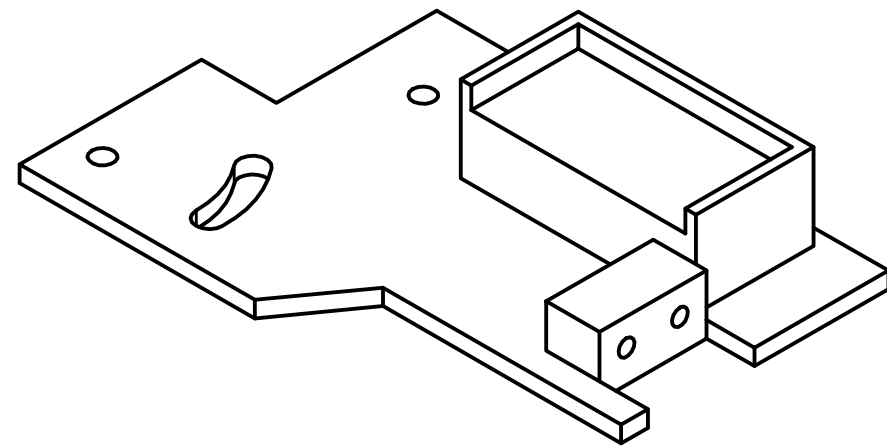
Plano 1	Dedo índice.
Plano 2	Dedo pulgar.
Plano 3	Eslabón unión.
Plano 4	Palma mano.
Plano 5	Reverso mano.
Plano 6	Pasador.
Plano 7	Suelo muñeca.
Plano 8	Pared muñeca.
Plano 9	Bíceps.
Plano 10	Tríceps.
Plano 11	Base Harmonic Drive Bíceps.
Plano 12	Base Harmonic Drive Tríceps.
Plano 13	Base motor Tríceps.
Plano 14	Antebrazo.
Plano 15	Antebrazo 2.
Plano 16	Hombro.
Plano 17	Base eje hombro.
Plano 18	Conjunto pinza.
Plano 19	Conjunto brazo robot.

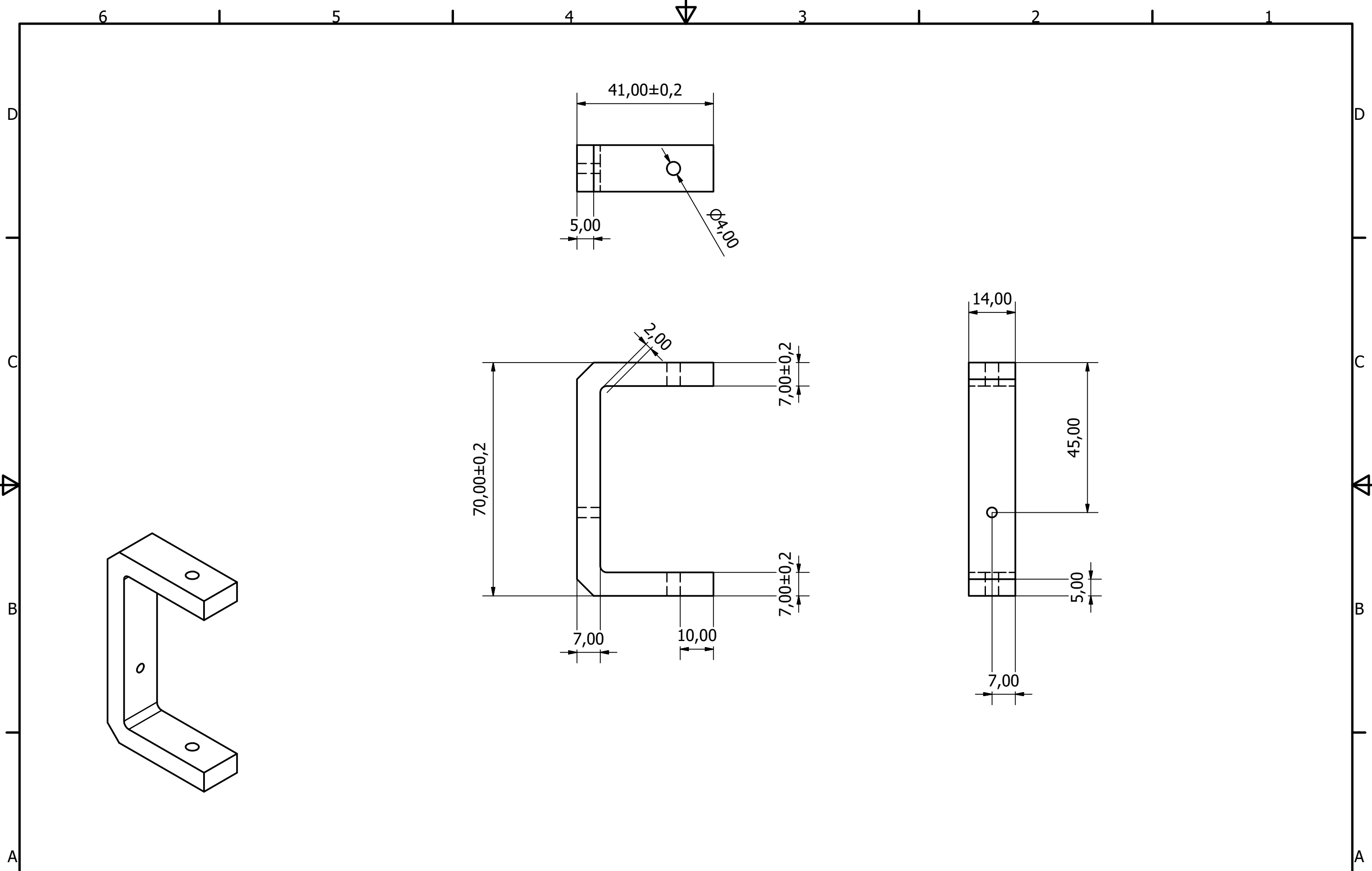


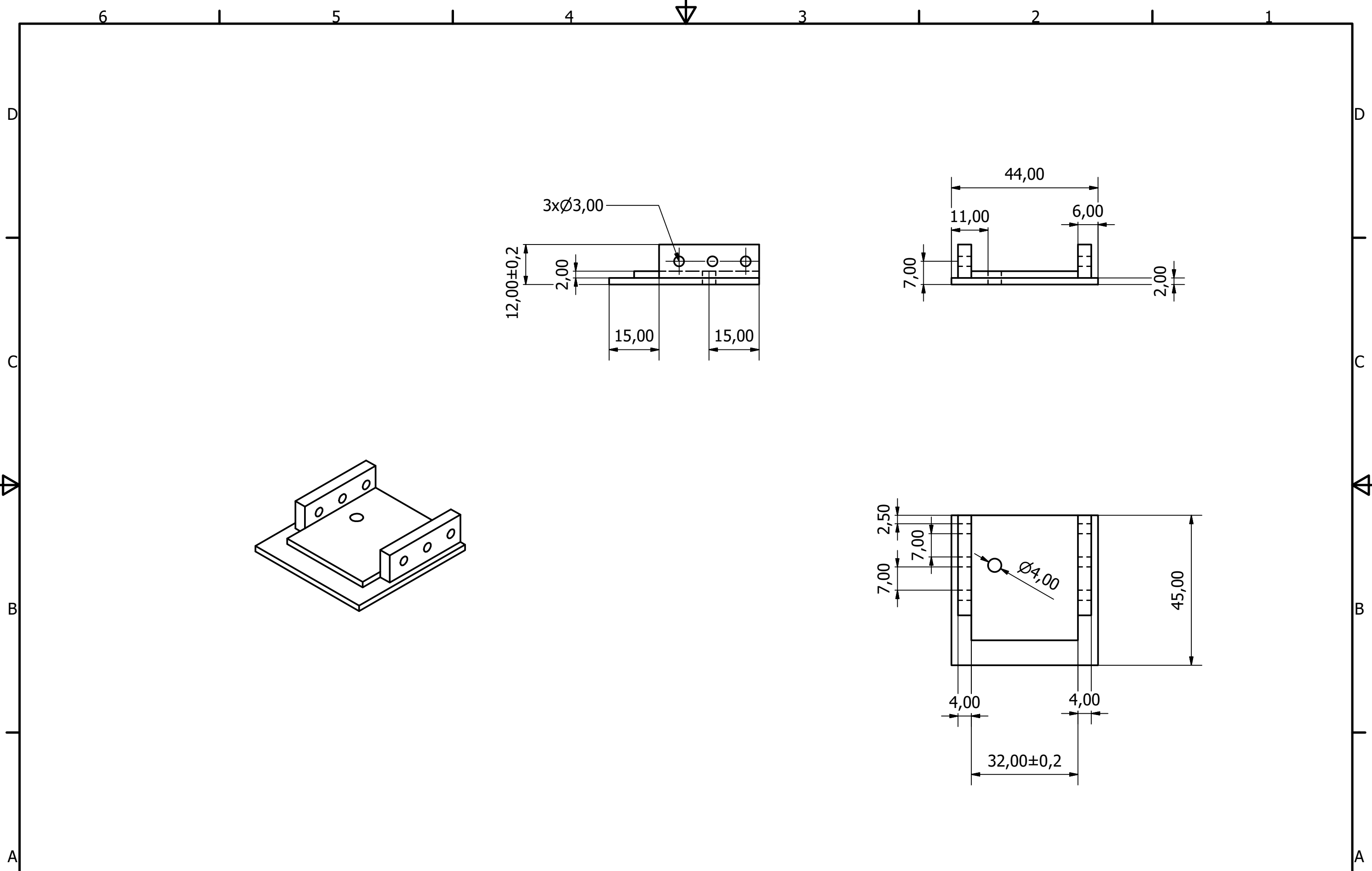


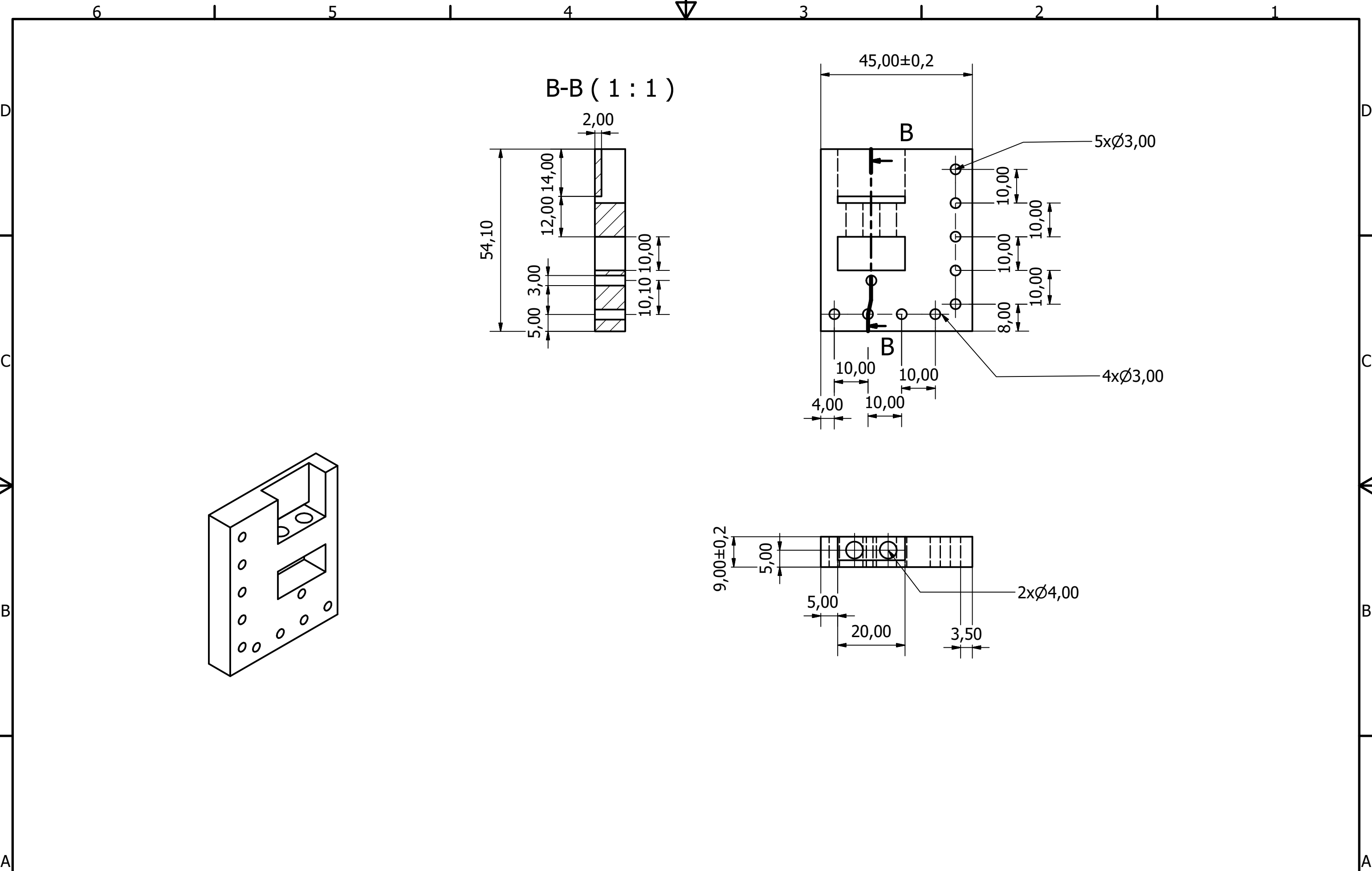


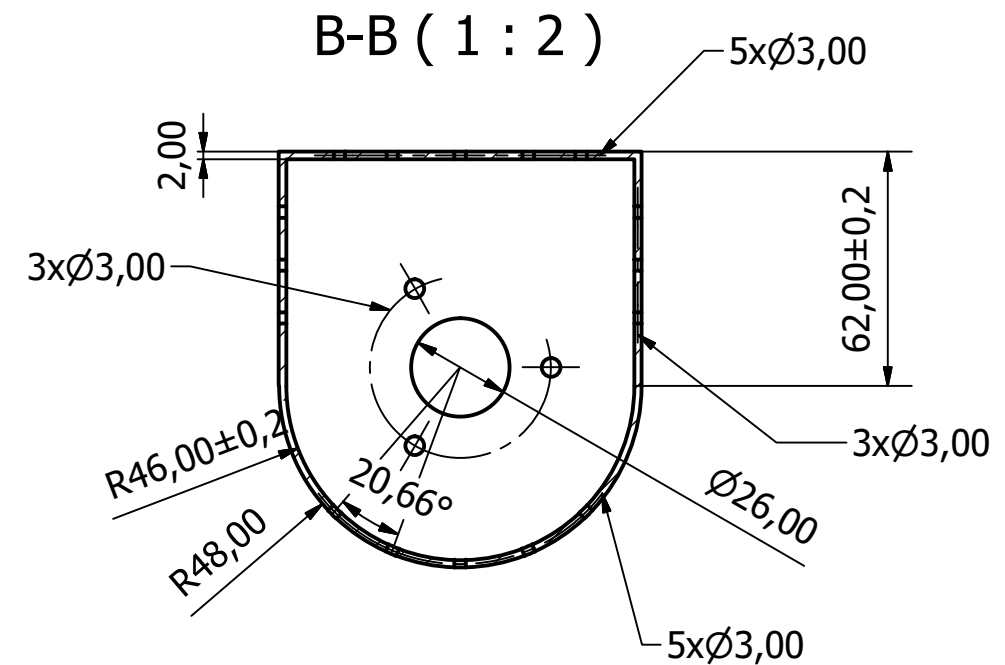
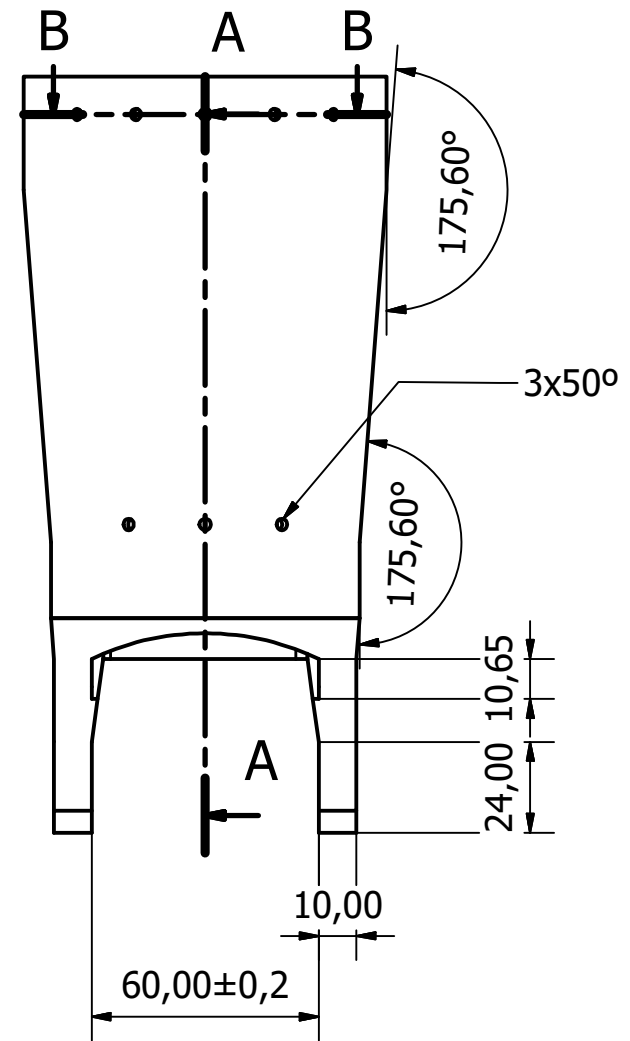
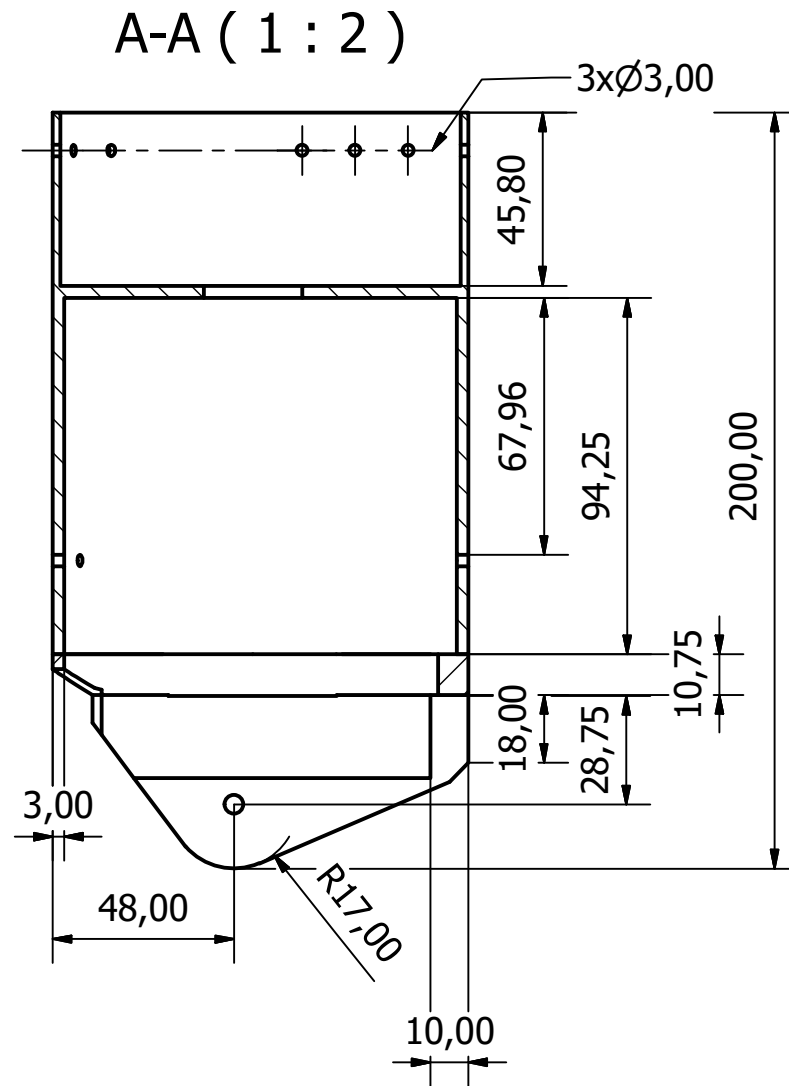
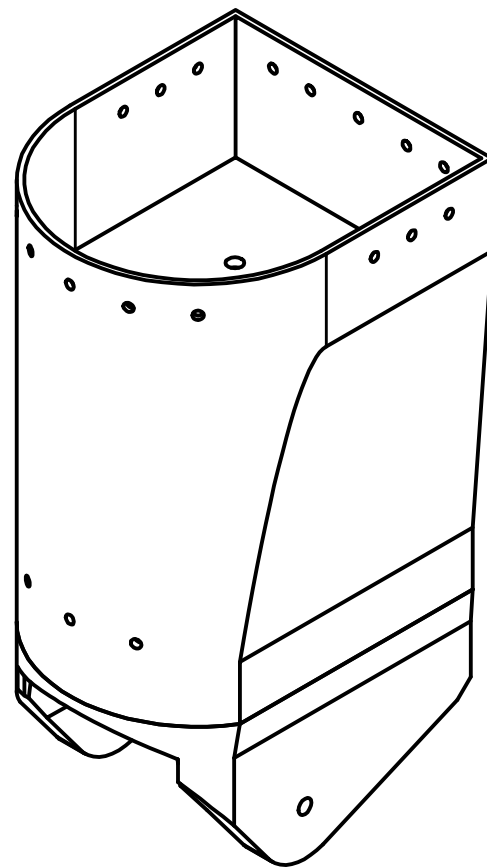


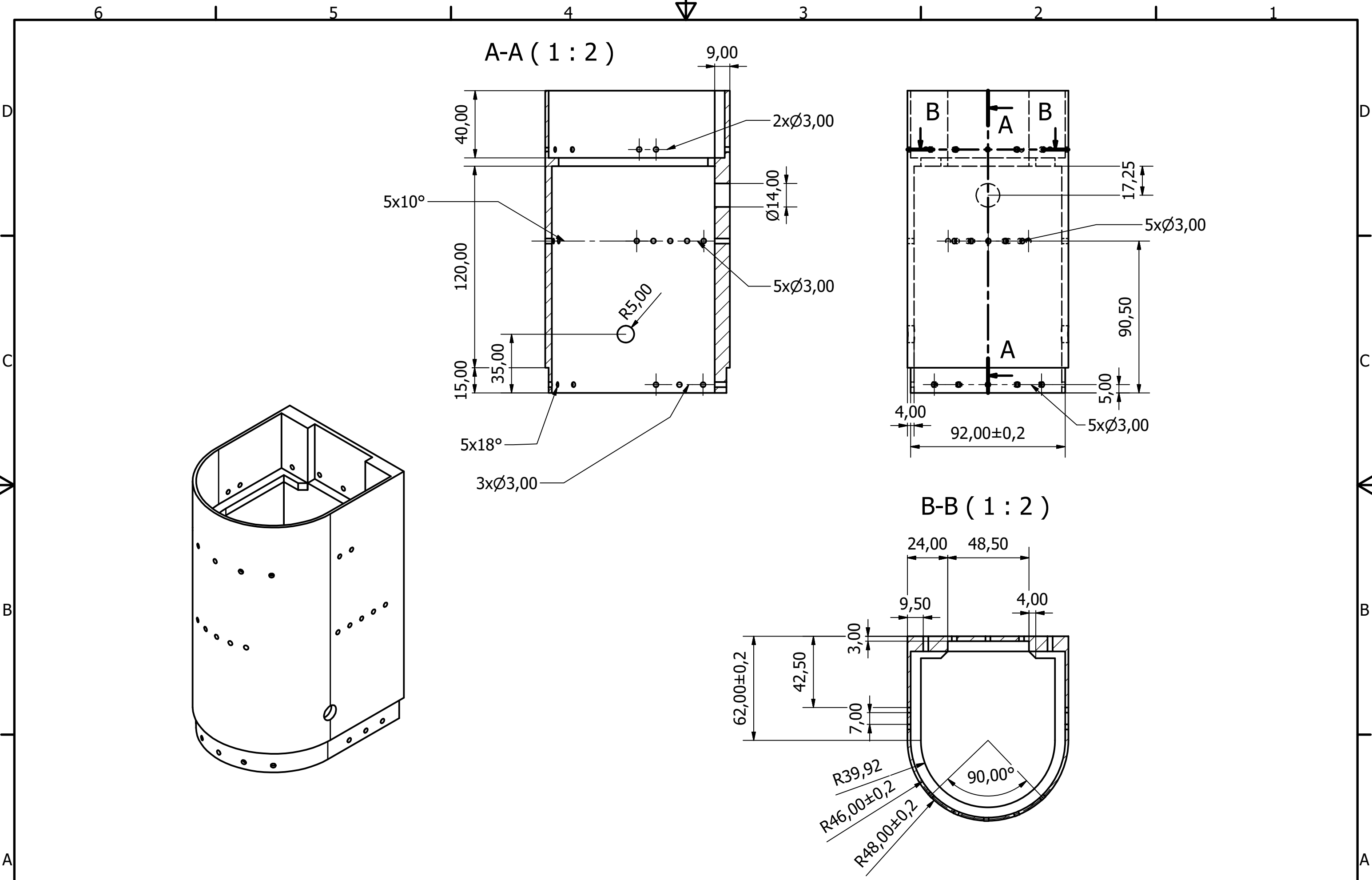


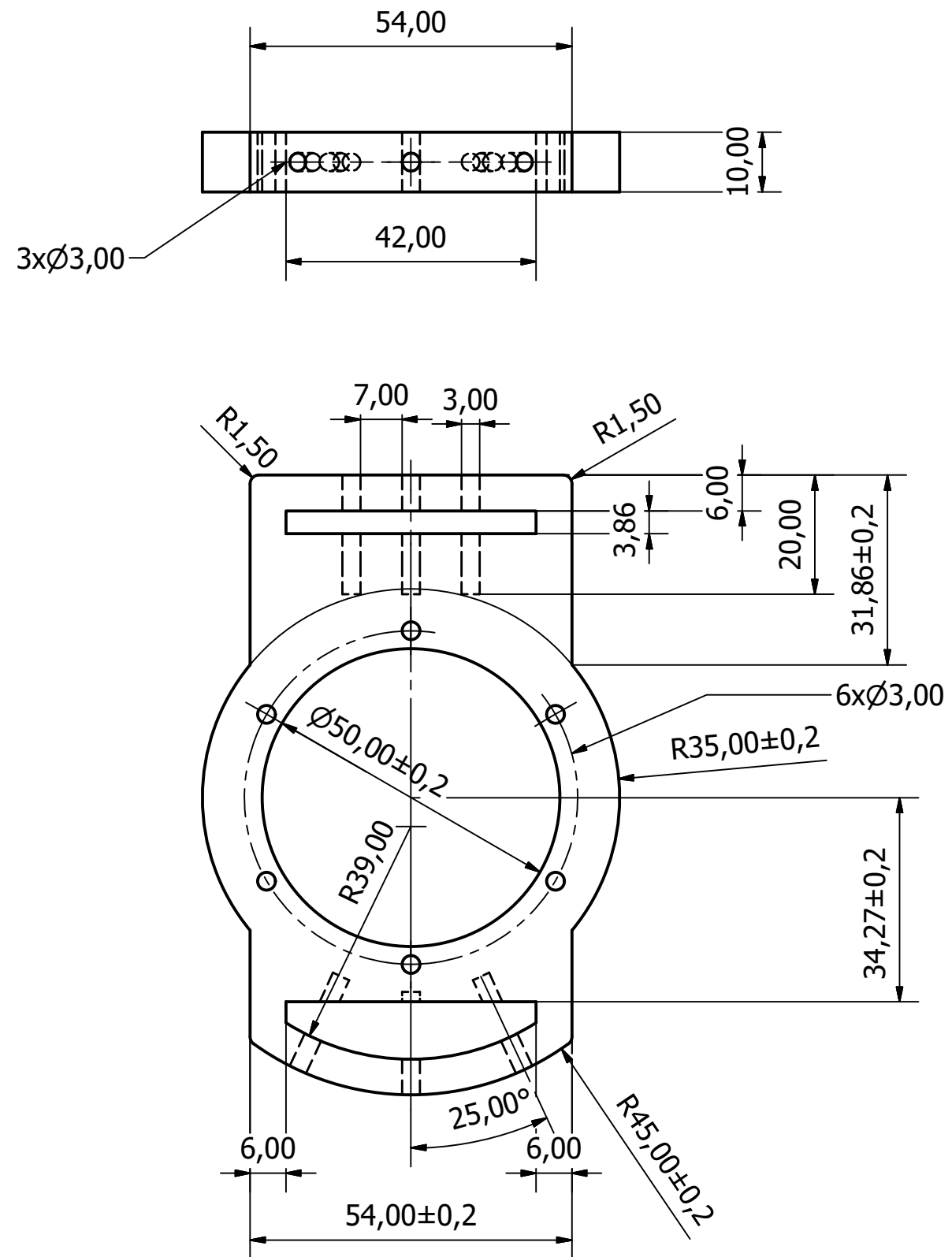
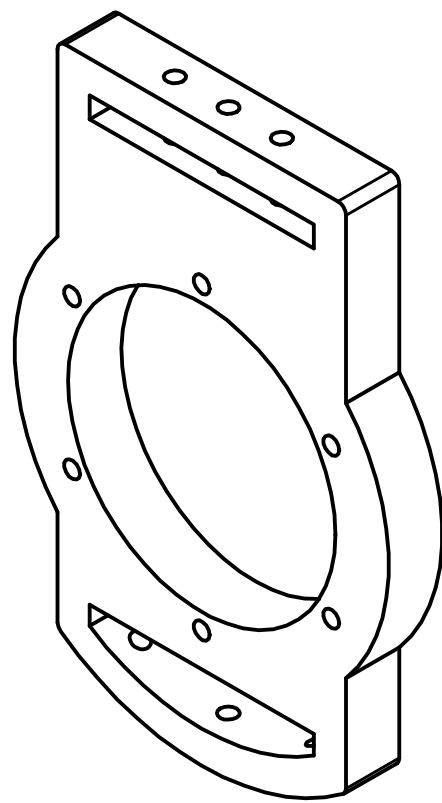


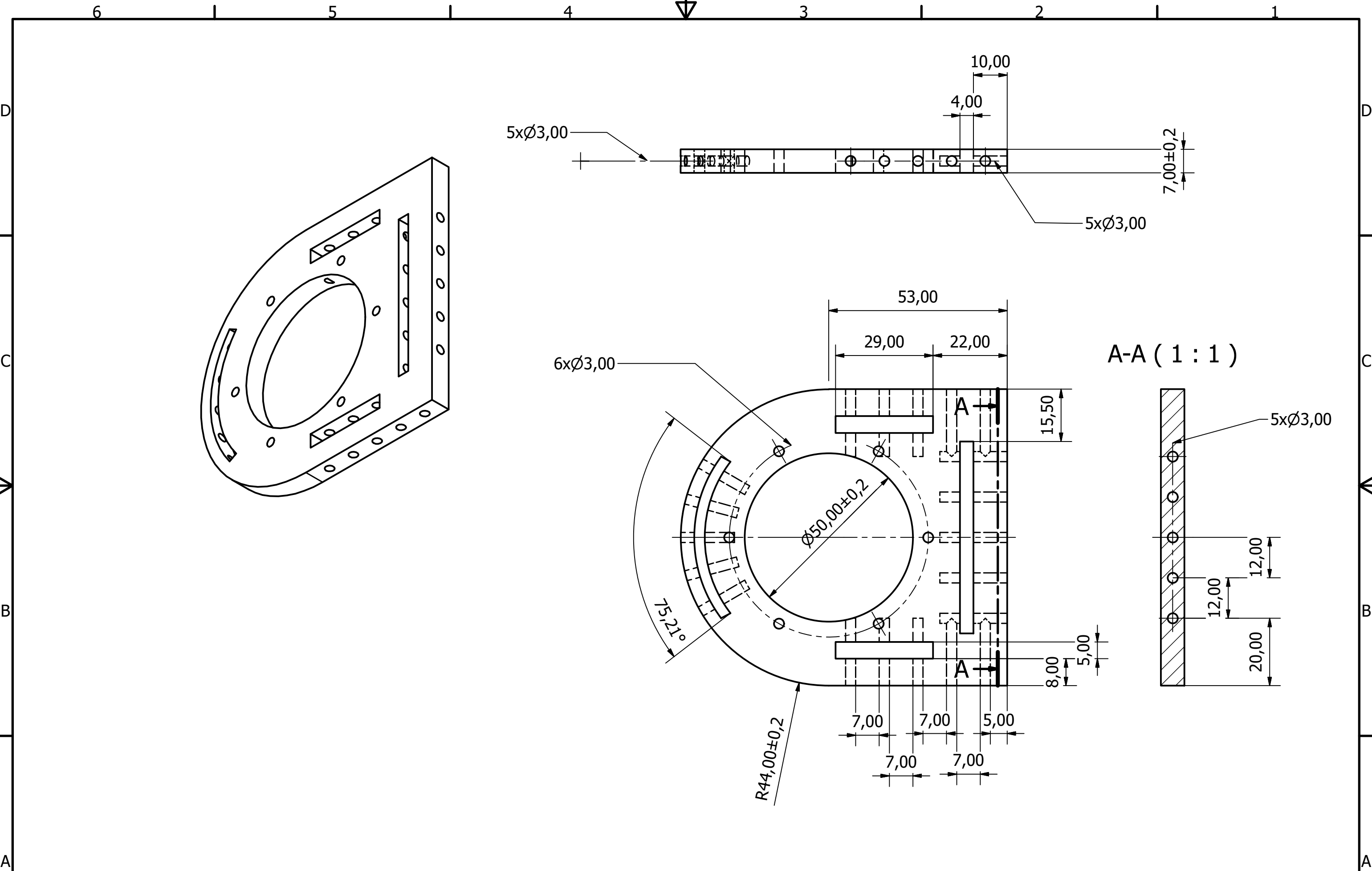


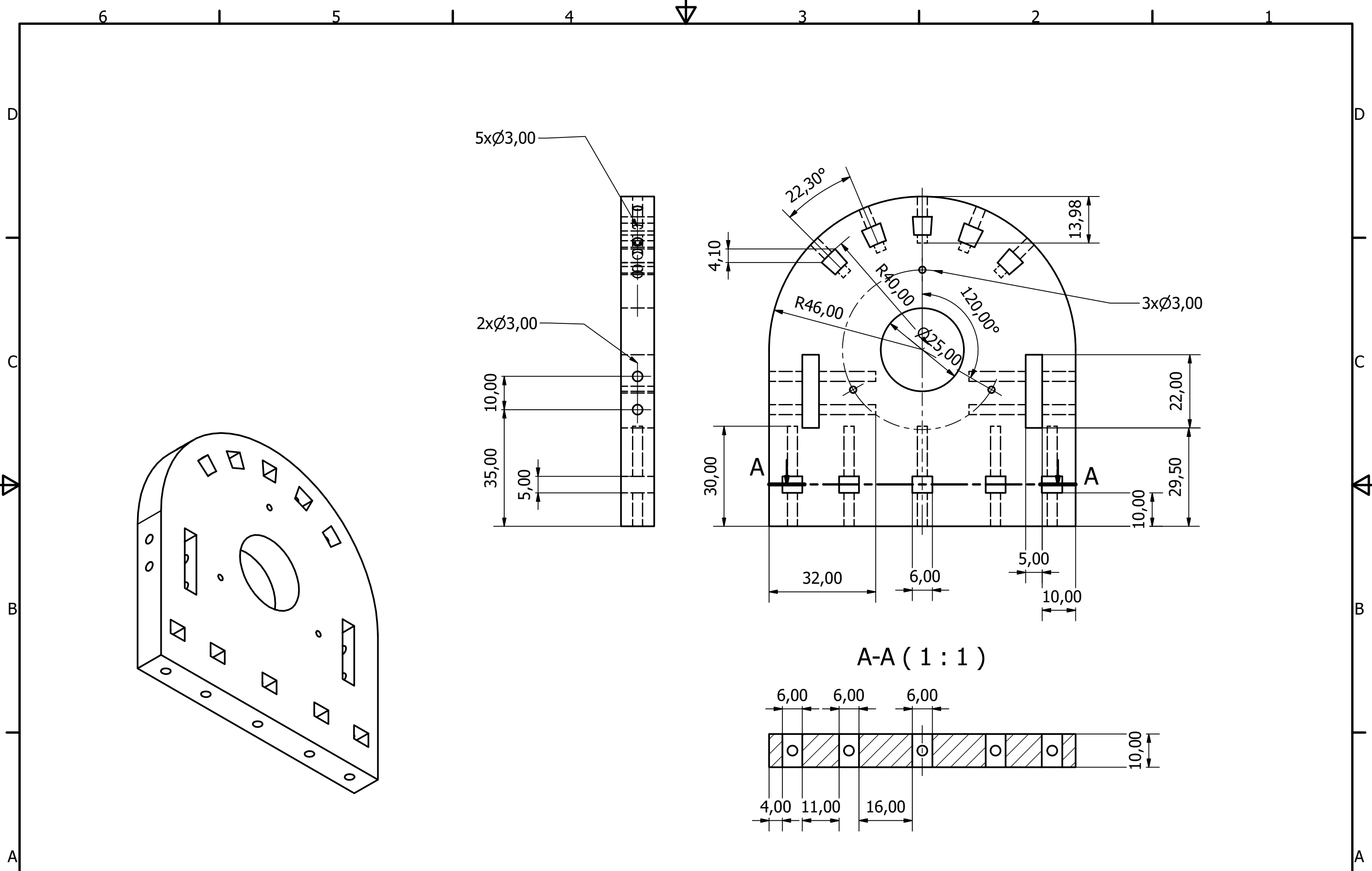


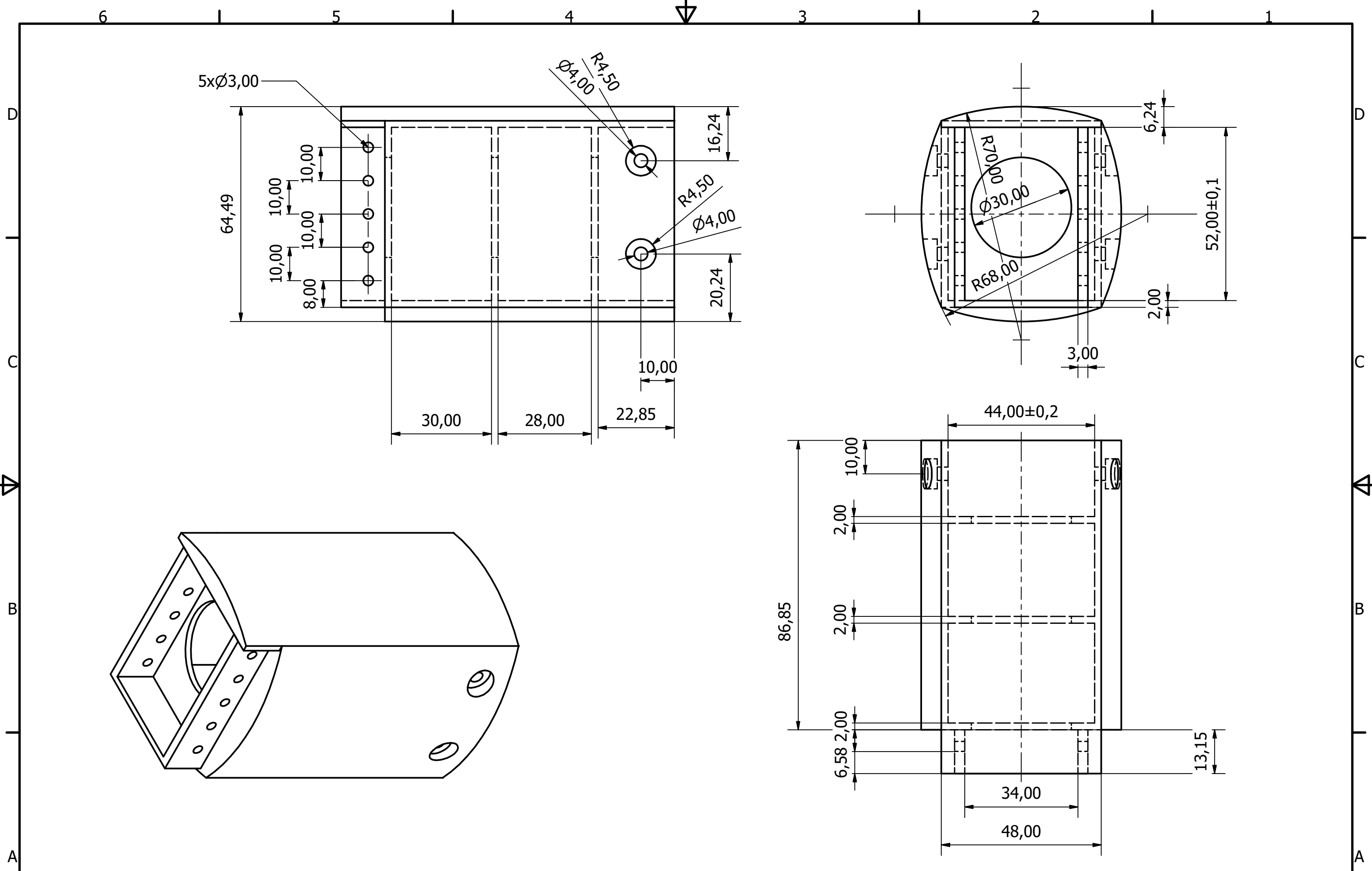


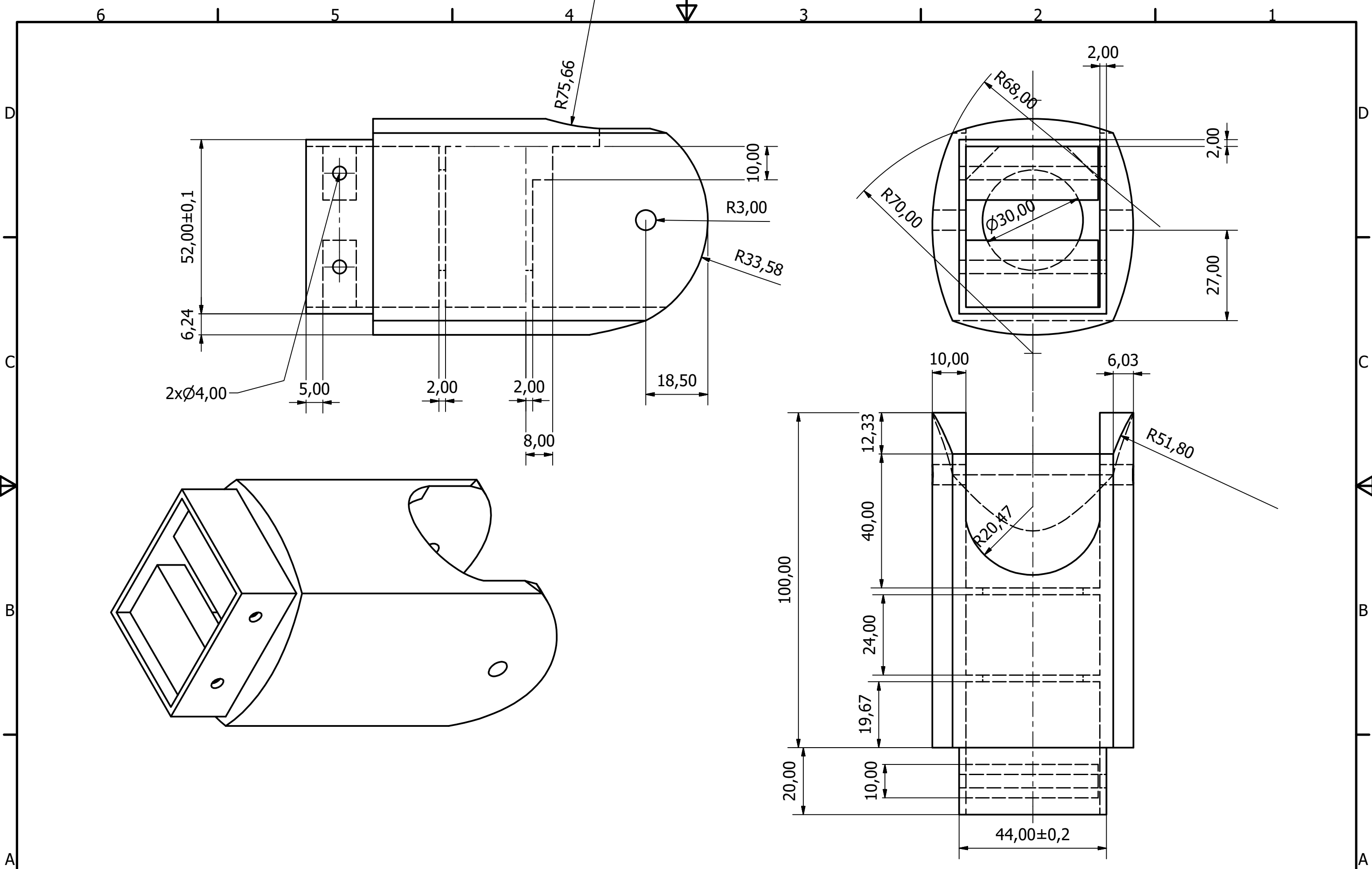


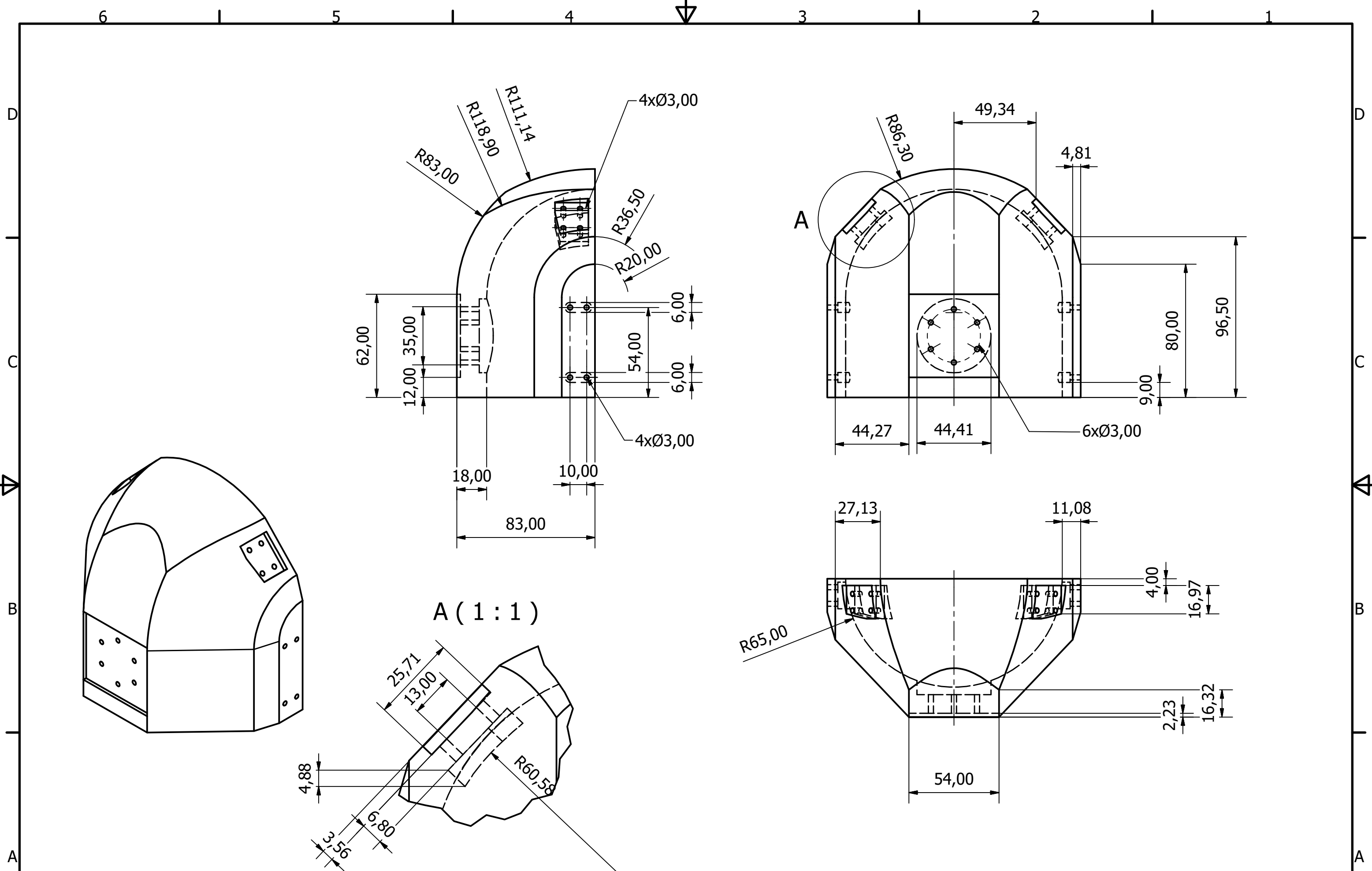


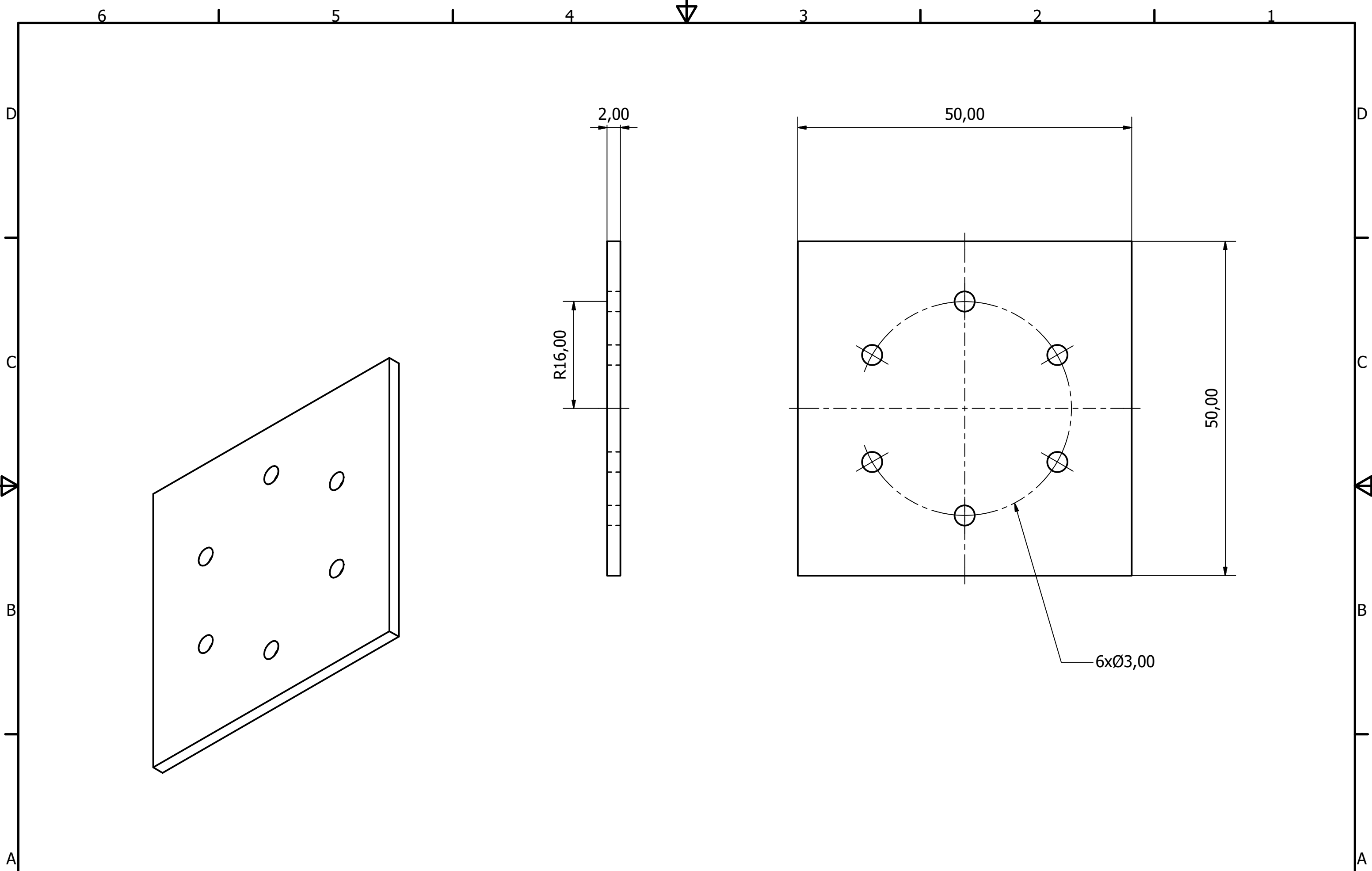




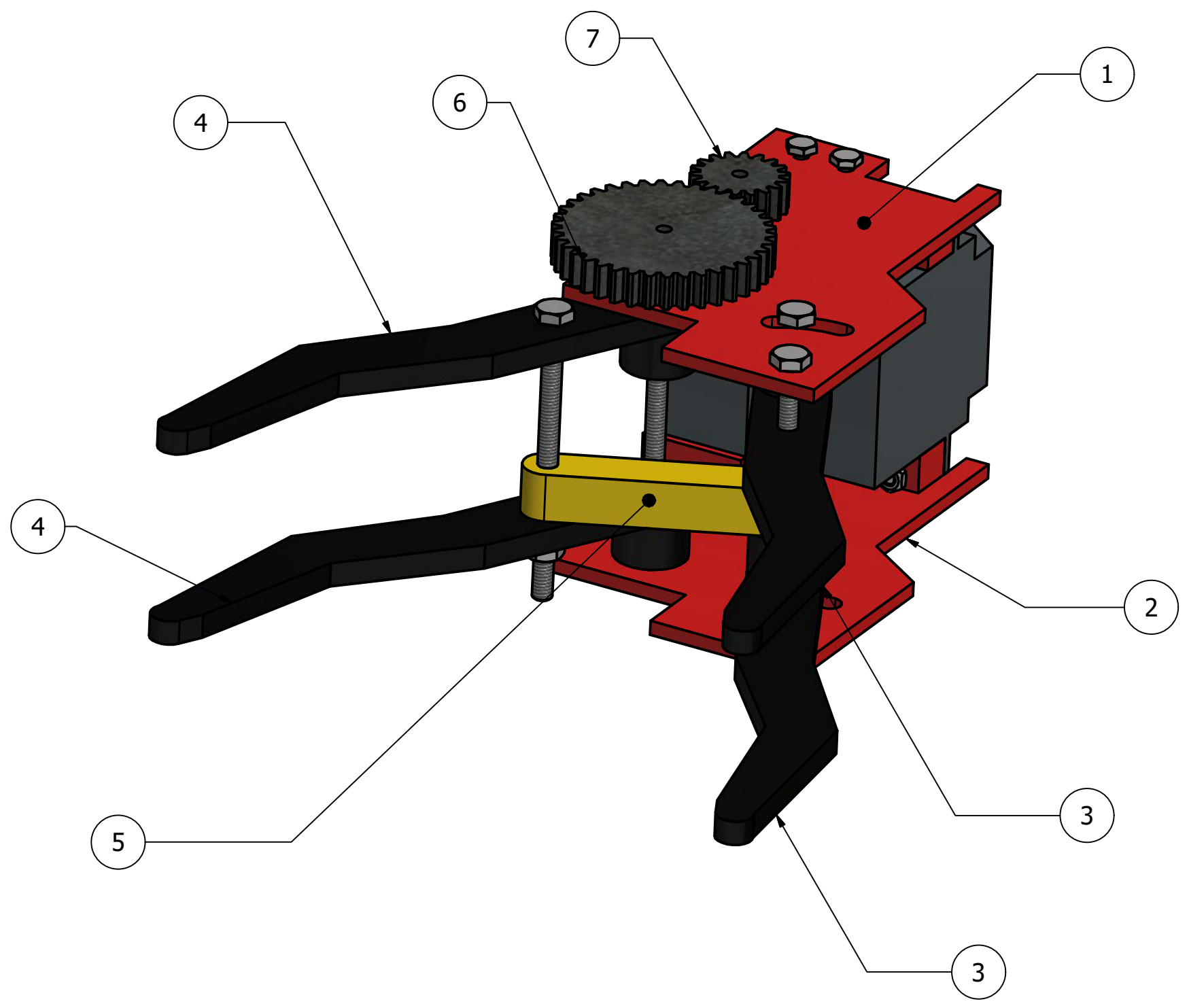








LISTA DE PIEZAS		
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA
1	1	palma_mano
2	1	reverso_mano
3	2	dedo_indice
4	2	dedo_pulgar
5	1	eslabón_de_union_dedos
6	1	Engranaje Corona
7	1	Engranaje Piñón



LISTA DE PIEZAS		
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA
1	1	Pinza
2	1	Pasador_muñeca
3	1	Antebrazo_Anterior
4	1	Antebrazo_Posterior
5	1	Tríceps
6	1	Base_muñeca
7	1	Bíceps
8	1	Hombro
9	2	Pared_muñeca

