

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE TITULACIÓN POR TESIS
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECATRÓNICA



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA
FISIOTERAPIA EN PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA
EN LA CLÍNICA GERIATRICA MILITAR DE CHORRILLOS**

TESIS
PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTADO POR:

Bach. ALBURQUEQUE REYES, CARLOS ANTONIO

Bach. RONDÓN GÓMEZ, LUIS ALONSO

ASESOR: Mg. Ing. PALOMARES ORIHUELA RICARDO JOHN

LIMA - PERÚ

2019

DEDICATORIA

A mi familia que incondicionalmente siempre estuvo a mi lado, mis padres y mi hermano, que me apoyaron de todas las maneras posibles, a mis amigos por haber estado siempre conmigo cuando los necesite, y a cada maestro que me ha inculcado los valores de persona que tengo hoy.

Carlos A. Alburquerque Reyes

A mi familia cercana, mis padres, mi hermano y mi hermana, por su apoyo en todo momento dando ánimos a seguir adelante con mis metas trazadas. Finalmente, a todas aquellas personas que me brindaron palabras de aliento cuando más lo necesitaba y al personal de la Clínica Militar de Chorrillos.

Luis A. Rondón Gómez

AGRADECIMIENTO

Agradecer a nuestras familias y amistades las cuales nos ayudaron con su apoyo incondicional a ampliar nuestros conocimientos y estar más cerca de nuestras metas profesionales.

Carlos Alburqueque y Luis Rondón

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	XV
ABSTRACT	XVI
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	4
1.1. Problematización.....	4
1.1.1. Problema general.....	4
1.1.2. Problema específico	4
1.2. Objetivos.....	5
1.2.1. Objetivo general.....	5
1.2.2. Objetivos específicos.....	5
1.3. Justificación	5
1.4. Alcances y limitaciones de la investigación	6
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	7
2.1. Antecedentes de la investigación	7
2.1.1. Antecedentes Nacionales.....	7
2.1.2. Antecedentes Internacionales	9
2.2. Ópticas de la investigación	10
2.2.1. Hipótesis general.....	10
2.2.2. Hipótesis específicas	10
2.3. Selección de variables	11
2.4. Base Teórica	11
2.4.1. Exoesqueleto.....	11
2.4.2. Artrosis de rodilla.....	17
2.4.3. Fisioterapia	20

CAPÍTULO III: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA	24
3.1. Condiciones Iniciales	24
3.2. Diseño Mecánico.....	25
3.2.1. Especificaciones.....	26
3.2.2. Dimensiones	28
3.2.3. Elección de materiales.....	30
3.2.4. Cálculos	39
3.2.5. Modelado en software del exoesqueleto	45
3.3. Diseño electrónico.....	66
3.3.1. Especificaciones.....	66
3.3.2. Elección de componentes	66
3.3.3. Esquema electrónico	74
3.4. Diseño eléctrico.....	75
3.4.1. Especificaciones eléctricas	76
3.4.2. Cálculo de la fuente de alimentación y sección de cable	76
3.4.3. Esquema eléctrico	78
3.5. Diseño Software.....	79
3.5.1. Especificaciones.....	79
3.5.2. Programación	80
3.6. Implementación Mecánica.....	92
3.7. Implementación Electrónica	104
3.7.1. Componentes requeridos	104
3.7.2. Implementación del circuito electrónico	106
3.8. Implementación Eléctrica	107
3.8.1. Componentes requeridos	107
3.8.2. Conexiones del circuito eléctrico	108
3.9. Implementación del software.....	108

CAPÍTULO IV: PRUEBAS Y RESULTADOS	114
4.1. Pruebas	114
4.1.1. Prueba de las áreas de apoyo de los actuadores.....	114
4.1.2. Prueba de apoyo de sistema de frotamiento	114
4.1.3. Prueba de ajuste máximo	114
4.1.4. Prueba de bajo consumo	114
4.1.5. Prueba de frotamiento sobre simulación de piel	115
4.1.6. Prueba de ángulos de exoesqueleto.....	115
4.1.7. Prueba de rango de comunicación sistema y aplicación móvil	115
4.1.8. Prueba Integral.....	115
4.2. Resultados.....	116
4.2.1. Resultados de la prueba de las áreas de apoyo de los actuadores.....	116
4.2.2. Resultados de la prueba de apoyo del sistema de frotamiento	119
4.2.3. Resultados de la prueba de ajuste máximo	122
4.2.4. Resultados de la prueba de consumo con respecto a otros sistemas	123
4.2.5. Resultados de la prueba de frotamiento sobre simulación de piel	125
4.2.6. Resultados de prueba de ángulos del exoesqueleto	126
4.2.7. Resultados de la prueba de comunicación sistema y aplicación móvil...	127
4.2.8. Resultados de prueba integral del exoesqueleto	129
CONCLUSIONES	134
RECOMENDACIONES	136
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	137
ANEXOS	141
Anexo 1. Características técnicas del aluminio 6061	141
Anexo 2. Perfil aluminio tipo t (30 mm x 30 mm).....	143
Anexo 3. Especificaciones técnicas del PLA.....	144
Anexo 4. Especificaciones técnicas del ESP 8266.....	146

Anexo 5. Especificaciones técnicas del módulo bluetooth HC-06	150
Anexo 6. Especificaciones técnicas del LCD 16x2.....	152
Anexo 7. Especificaciones técnicas del módulo I2C.....	154
Anexo 8. Especificaciones técnicas del servomotor MG 995.....	155
Anexo 9. Especificaciones técnicas de la fuente 5V – 10A.....	156
Anexo 10. Programación en bloques de la aplicación del celular Android	157
Anexo 11. Programación del código en Arduino	158
Anexo 12. Planos de fabricación.....	163

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipo de discapacidad en la población adulto mayor peruana	2
Tabla 2. Clasificación de las órtesis de extremidades inferiores	13
Tabla 3. Factores de riesgo asociados con artrosis	18
Tabla 4. Tabla de medidas con relación a la altura de la pierna y muslo	29
Tabla 5. Relación peso de pierna y muslo respecto a peso total.....	29
Tabla 6. Composición química del acero inoxidable 304	31
Tabla 7. Propiedades mecánicas del acero inoxidable 304	31
Tabla 8. Propiedades Físicas del acero inoxidable 304.....	31
Tabla 9. Composición química del acero 6061.....	32
Tabla 10. Propiedades mecánicas del aluminio 6061	32
Tabla 11. Propiedades físicas del aluminio 6061.....	32
Tabla 12. Composición química del Titanio 6Al-7Nb.....	33
Tabla 13. Propiedades mecánicas del Titanio 6Al-7Nb	33
Tabla 14. Propiedades físicas del Titanio 6Al-7Nb	33
Tabla 15. Comparación de composiciones químicas de las aleaciones	34
Tabla 16. Comparación de propiedades mecánicas y físicas de las aleaciones	34
Tabla 17. Propiedades Mecánicas del PLA	36
Tabla 18. Propiedades fisicoquímicas del ABS	36
Tabla 19. Propiedades mecánicas del ABS	37
Tabla 20. Especificaciones Técnicas.....	37
Tabla 21. Propiedades mecánicas del PETG	38
Tabla 22. Propiedades Físicas del PETG.....	38
Tabla 23. Tabla Especificaciones de Arduino Nano	67
Tabla 24. Tabla especificaciones Teensy 3.2	68
Tabla 25. Tabla especificaciones ESP8266 12E.....	68
Tabla 26. Tabla de comparación de microcontroladores.....	69
Tabla 27. Especificaciones JX-Servo DC6015.....	72
Tabla 28. Especificaciones del servo MG995	73
Tabla 29. Especificaciones del servo AGF a62BHM.....	73
Tabla 30. Comparación de los actuadores	74
Tabla 31. Amperaje total	77
Tabla 32. Amperaje que soporta un cable de cobre	78

Tabla 33. Caracteres y funciones asignadas	81
Tabla 34. Movimientos a programar en el IDLE de Arduino.....	89
Tabla 35. Longitud de la presión del mecanismo de frotamiento sobre la piel	120
Tabla 36. Anchura de la presión del mecanismo de frotamiento sobre la piel	120
Tabla 37. Área de la presión del mecanismo de frotamiento sobre la piel.....	120
Tabla 38. Área transversal de zonas implicadas en una persona de 1,70m.....	121
Tabla 39. Comparación de áreas de acción para el mecanismo de frotamiento	121
Tabla 40. Medidas y volumen máximo a ocupar en la estructura femoral.....	123
Tabla 41. Distancias de conexión entre móvil y aplicación móvil con Bluetooth.....	129

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Envejecimiento de la población peruana	1
Figura 2. Robot protésico de brazo completo	12
Figura 3. Robot Ortótico de extremidades inferiores	13
Figura 4. Robot Extensor.....	14
Figura 5. Hybrid Assistive Limb.....	16
Figura 6. Robot REX.....	17
Figura 7. Rodilla Sana y Rodilla con Artrosis	17
Figura 8. Fisioterapia de cadera en paciente	20
Figura 9. Rehabilitación pasiva.....	22
Figura 10. Rehabilitación activa	22
Figura 11. Diseño del exoesqueleto en software CAD	26
Figura 12. Relación de partes del cuerpo con respecto a la altura	28
Figura 13. Viga isostática en voladizo con carga puntual	40
Figura 14. Perfil de aluminio 6061 Bosch 30x30 T-slot	46
Figura 15. Perfil de aluminio 6061 Bosch 30x30 T-slot	46
Figura 16. Pieza para giro del exoesqueleto	47
Figura 17. Pieza de giro del exoesqueleto	47
Figura 18. Von Mises de la pieza generadora de giro en el exoesqueleto.....	48
Figura 19. URES de la pieza generadora de giro en el exoesqueleto.....	49
Figura 20. Factor de seguridad de la pieza de giro del exoesqueleto.....	49
Figura 21. Pieza de unión con el perfil de aluminio.....	50
Figura 22. Pieza para ajuste de altura en el exoesqueleto	51
Figura 23. Mecanismo de ajuste de altura	51
Figura 24. Mecanismo de ajuste de altura	52
Figura 25. Soporte para actuador	52
Figura 26. Soporte para actuador	53
Figura 27. Análisis de Von misses a sujetador de actuador	53
Figura 28. URES de la pieza generadora de giro en el exoesqueleto	54
Figura 29. Factor de seguridad de la pieza	55
Figura 30. Soporte de actuadores laterales	55
Figura 31. Análisis de Von Mises de la pieza de la figura 30	56

Figura 32. URES de la pieza de la figura 30	56
Figura 33. Factor de Seguridad de la pieza de la figura 30	57
Figura 34. Case para fuente de alimentación y controlador	57
Figura 35. Case para fuente de alimentación y controlador	58
Figura 36. Cubrimiento del case con agujero para LCD 16x4	58
Figura 37. Mecanismo de frotamiento para tendones	59
Figura 38. Mecanismo de frotamiento para tendones	59
Figura 39. Mecanismo de frotamiento para ligamentos	60
Figura 40. Mecanismo de frotamiento para ligamentos	60
Figura 41. Accionamiento perpendicular para giro de sensor de retroalimentación.....	61
Figura 42. Ajuste para potenciómetro en tornillo M12	61
Figura 43. Diagrama de Von Mises de la pieza de la figura 41	62
Figura 44. URES de pieza encargada de sujetar sensor de retroalimentación.....	62
Figura 45. Factor de seguridad de la pieza sujetadora del sensor de retroalimentación .	63
Figura 46. Vista lateral del exoesqueleto.....	64
Figura 47. Vista superior inclinada 45° del exoesqueleto	64
Figura 48. Vista superior del exoesqueleto.....	65
Figura 49. Vista completa del exoesqueleto ensamblado	65
Figura 50. Arduino Nano	67
Figura 51. Teensy 3.2	68
Figura 52. ESP8266.....	69
Figura 53. Bluetooth HC-06	70
Figura 54. LCD 16x2.....	71
Figura 55. Módulo I2C	71
Figura 56. JX Servo DC6015.....	72
Figura 57. Servo MG995	73
Figura 58. Servo AGF a62BHM	74
Figura 59. Esquema electrónico del exoesqueleto	75
Figura 60. Diagrama eléctrico del exoesqueleto	79
Figura 61. Interfaz de la Aplicación 1	80
Figura 62. Interfaz de la Aplicación 2	81
Figura 63. Bloque de configuración del control de la interfaz 1	82
Figura 64. Bloque de configuración del control de la interfaz 2	82
Figura 65. Bloque de interacción de bluetooth	82

Figura 66. Visualización de dispositivos bluetooth	83
Figura 67. Asignación de variable a un botón	83
Figura 68. Asignación de variable a un botón	83
Figura 69. Asignación de variable a un botón	84
Figura 70. Asignación de variable a botón	84
Figura 71. Diagrama de flujo de programación	85
Figura 72. Declaración de librerías y variables	86
Figura 73. Asignación de puertos IN/OUT.....	87
Figura 74. Código de conexión y cálculos para el potenciómetro.	88
Figura 75. Verificación de datos del bluetooth.....	88
Figura 76. Asignación de ángulos de giro de los servomotores	89
Figura 77. Asignación de ángulos de giro de los servomotores	90
Figura 78. Asignación de ángulos de giro de los servomotores	91
Figura 79. Asignación de ángulos de giro de los servomotores	92
Figura 80. Perfiles de aluminio T-slot BOSCH 30x30mm	92
Figura 81. Pieza impresa en 3D para giro de exoesqueleto	93
Figura 82. Pieza para ajuste de altura de actuadores.....	93
Figura 83. Impresión de piezas para ajuste de ancho de exoesqueleto	94
Figura 84. Pieza terminada de ajuste de ancho de exoesqueleto	94
Figura 85. Sujetador de actuador de tendones	95
Figura 86. Sujetador de actuador para ligamentos.....	95
Figura 87. Case para placa, controlador y fuente de alimentación	96
Figura 88. Piezas para frotamiento.....	96
Figura 89. Compra de varillas de aluminio 6061	97
Figura 90. Varilla de aluminio 6061	97
Figura 91. Unión de las piezas para ajuste de altura	98
Figura 92. Tornillos para ajustes en el exoesqueleto	98
Figura 93. Pieza para ajuste de altura.....	99
Figura 94. Perfil de aluminio con pieza para giro del exoesqueleto	99
Figura 95. Piezas de conformación del exoesqueleto	99
Figura 96. Actuadores con sus piezas de sujeción	100
Figura 97. Actuadores con sus mecanismos de frotamiento.....	100
Figura 98. Tesista uniendo las piezas del exoesqueleto	100
Figura 99. Exoesqueleto implementado en la parte femoral	101

Figura 100. Exoesqueleto implementado en la parte femoral	101
Figura 101. Exoesqueleto parte femoral y tibial	102
Figura 102. Ajuste para potenciómetro	102
Figura 103. Accionamiento perpendicular para giro de sensor de retroalimentación...	103
Figura 104. Armado de exoesqueleto	103
Figura 105. Exoesqueleto implementado mecánicamente	104
Figura 106. Modulo Bluetooth y ESP8266.....	105
Figura 107. LCD 16x2 y módulo I2C	105
Figura 108. Servo MG995	106
Figura 109. Placa con pines de entrada y salida	106
Figura 110. Tesista en proceso de soldadura	106
Figura 111. Placa implementada.....	107
Figura 112. Fuente de alimentación de 5V y 10 Amperios	107
Figura 113. Cable 18 AWG	108
Figura 114. Circuito eléctrico	108
Figura 115. Compilar y subir la codificación	109
Figura 116. Generación del apk. de la aplicación	109
Figura 117. QR del .apk de la aplicación	110
Figura 118. Lectura del QR desde el celular	110
Figura 119. Descargar aplicación.....	111
Figura 120. Instalar aplicación.....	111
Figura 121. Interfaz con el botón bluetooth.....	112
Figura 122. Escogemos el modulo bluetooth.....	112
Figura 123. Implementación completa	113
Figura 124. Área de los tendones y ligamentos implicados en el proyecto.....	116
Figura 125. Paciente con exoesqueleto a 0°	117
Figura 126. Paciente con exoesqueleto a 90°	118
Figura 127. Paciente con exoesqueleto a 120°	119
Figura 128. Mecanismo de frotación sobre zona de acción.....	120
Figura 129. Exoesqueleto en 120°, desajustado en su máximo extensión	122
Figura 130. Paciente con exoesqueleto desajustado en su máxima extensión.....	123
Figura 131. Medición en multímetro de corriente consumida por el exoesqueleto	124
Figura 132. Capas de etilvinilacetato en contacto con el mecanismo de frtoamiento ..	125
Figura 133. Desgaste del etilvinilacetato.....	126

Figura 134. Exoesqueleto en 0° con error de +/- 2°, marcando 2°	126
Figura 135. Exoesqueleto en 90° con error de +/-2°, marcando 89°	127
Figura 136. Exoesqueleto en 120° con error de +/- 2°, marcando 121°	127
Figura 137. Bluetooth sin conectar a la aplicación	128
Figura 138. Bluetooth conectado a la aplicación	128
Figura 139. Subsistema eléctrico y electrónico	130
Figura 140. Subsistema software y mecánico	130
Figura 141. Paciente 1	131
Figura 142. Paciente 2	132
Figura 143. Paciente 3	132
Figura 144. Personal de Fisioterapia en la Clínica Militar Geriatrica de Chorrillos.....	133

RESUMEN

En la tesis que se tituló “Diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos”, dónde el objetivo fue realizar un exoesqueleto para miembro inferior, que permitió realizar fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla, independientemente de la pierna izquierda o derecha, en base a un conjunto de 4 actuadores que convierten fuerza eléctrica en mecánica para realizar movimientos de rehabilitación.

El diseño del exoesqueleto para miembros inferiores se basó en especificar necesidades que nos propusiera limitaciones, con las que se empezaron a dimensionar ideas y bocetos, para acto seguido elegir los materiales necesarios para su correcto funcionamiento. Teniendo los datos necesarios se realizó los cálculos, que nos permitió concretar un diseño en el software SolidWorks. Consiguiente a esto, se realizó la implementación del exoesqueleto, y se obtuvo resultados que cumplieron con los objetivos generales y específicos.

En las pruebas y resultados que se aplicaron a este proyecto, se demostró que la funcionalidad del exoesqueleto cumplía con mantenerse a la línea de poder realizar acciones muy similares a las de un humano, como el área de trabajo sobre la pierna, área de contacto, el ángulo de flexión de la pierna, la comunicación con el agente controlador y tópicos que buscan mostrar como resultados la capacidad del exoesqueleto para cumplir con la función para la cual fue estudiada, diseñada e implementada.

Palabras Claves: Exoesqueleto, Artrosis, Fisioterapia

ABSTRACT

In the thesis entitled “Design and implementation of an exoskeleton for physiotherapy in patients with knee osteoarthritis at the Chorrillos Military Geriatric Clinic”, where the objective was to perform an exoskeleton for the lower limb, which allowed physiotherapy in patients with osteoarthritis of knee, regardless of the left or right leg, based on a set of 4 actuators that convert electrical force into mechanics to perform rehabilitation movements.

The design of the exoskeleton for lower limbs was based on specifying needs that proposed limitations, with which we began to size ideas and sketches, and then choose the materials necessary for its proper functioning. Having the necessary data, the calculations were made, which allowed us to specify a design in the SolidWorks software. Consequently, the exoskeleton was implemented, and results were obtained that met the general and specific objectives.

In the tests and results that were applied to this project, it was shown that the exoskeleton's functionality complied with maintaining the line of being able to perform actions very similar to those of a human, such as the work area on the leg, contact area, the angle of flexion of the leg, the communication with the controlling agent and topics that seek to show as results the ability of the exoskeleton to fulfill the function for which it was studied, designed and implemented.

Keywords: Exoskeleton, Osteoarthritis, Physiotherapy

INTRODUCCIÓN

En el Perú como resultado de los grandes cambios demográficos experimentados en las últimas décadas en el país, la estructura por edad y sexo de la población está experimentando cambios significativos. En la década de los años cincuenta, la estructura de la población peruana estaba compuesta básicamente por niños/as; y de cada 100 personas 42 eran menores de 15 años; en el año 2018 de cada 100 personas 27 son menores de 15 años. En este proceso de envejecimiento de la población peruana, aumento la proporción de la población adulta mayor de 5,7% en el año 1950 a 10,4% en el año 2018. Véase en la figura 1.

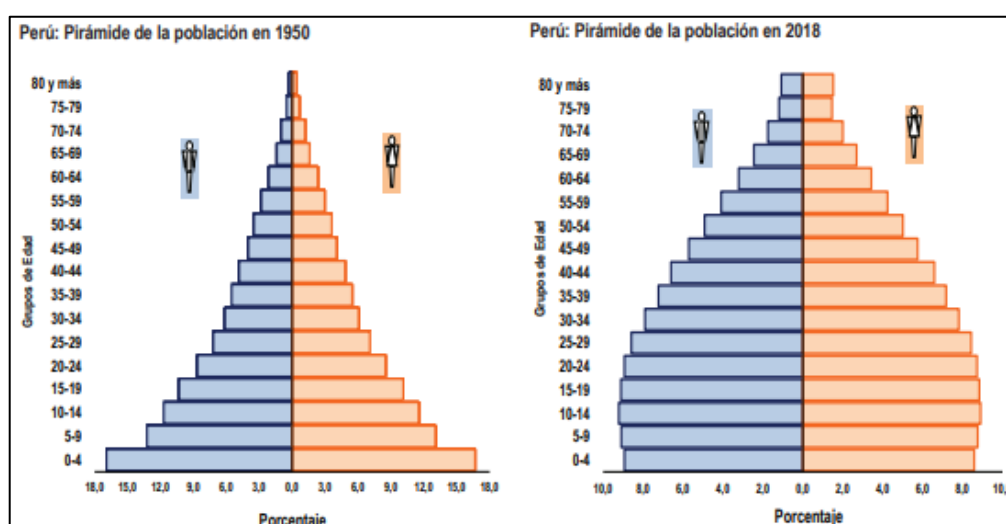


Figura 1. Envejecimiento de la población peruana
Fuente: Situación de la Población Adulto Mayor

Por otro lado, en el trimestre de análisis del total de la población en el 2018 que padece alguna discapacidad, el 45,1% son adultos mayores, es decir tienen de 60 a más años. Siendo el caso en las mujeres que padecen alguna discapacidad el 52,3% son adultas mayores, mientras que en los hombres es 38,9%. Esto muestra una diferencia de 13,4 puntos porcentuales entre ambos sexos, donde la mujer adulta mayor es quien más padece de algún tipo de discapacidad.

También se tiene en cuenta que la incidencia de la discapacidad es mayor en el área urbana (45,9%) que en la rural (43,0%). Y por grupos de edad, de los adultos mayores que presentan alguna discapacidad, el 15,0% tienen de 60 a 70 años y el 30,1% de 71 a más años.

Por último, según el tipo de discapacidad que afecta a la población adulta mayor, el 33,9% tiene dificultad para usar brazos y piernas, el 14,8% dificultad para ver, el 12,5% para oír, el 2,7% para entender o aprender y el 33,6% de los adultos mayores discapacitados tienen dos o más discapacidades. Véase en la tabla 1.

Tabla 1. Tipo de discapacidad en la población adulto mayor peruana

Tipo de discapacidad	Total	Hombre	Mujer
Dificultad para usar brazos y piernas	33.9	26.5	40.3
Dificultad para ver	14.8	14.5	15
Dificultad para hablar	1	1.4	0.6
Dificultad para oír	12.5	17.9	7.8
Dificultad para entender o aprender	2.7	2	3.4
Dificultad para relacionarse con los demás	1.5	1.8	1.3
Con 2 o más discapacidades	33.6	36.1	31.5
TOTAL	100	100.2	99.9

Fuente: Situación de la Población Adulto Mayor

Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente se puede observar que la principal discapacidad en el adulto mayor es en los brazos y piernas siendo el 33,9 % de toda la población adulto mayor. Con la intención de que las personas con discapacidad tengan mejor atención y cuidados. Las distintas instituciones como el Hogar Clínica San Juan de Dios, el Instituto de Neurocirugía, Neurología y Rehabilitación (INNER), el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) y la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos (CGMC), realizan distintas acciones de prevención de la discapacidad, recuperación funcional e integración social. Las tecnologías en rehabilitación para personas con discapacidad en locomoción se vienen desarrollando a través de los años en varias instituciones y universidades del mundo. Actualmente se dispone de diferentes dispositivos que brindan autonomía a personas con dificultades en la marcha, entre los cuales se tiene al exoesqueleto para miembros inferiores. Definiéndose el exoesqueleto como una estructura electromecánica de cierta rigidez que es montada sobre el cuerpo para restaurar, rehabilitar o potenciar la función motora humana.

Esta tesis se elabora en un principio para el apoyo en rehabilitación de artrosis de rodilla, esta comienza con el modelo dinámico para el mecanismo a desarrollar, el cual se simuló en un computador para que se disponga de los primeros resultados que orienten al dimensionamiento del exoesqueleto. Luego de todo el cálculo dinámico se selecciona los antecedentes tecnológicos y conocimientos previos para realizar el diseño mecánico del exoesqueleto en un software CAD, el cual permite exportar el diseño para su simulación.

Estas simulaciones ayudan a comprender el diseño real, y de forma paralela en base a los cálculos dinámicos se procede a la selección de componentes electrónicos tal como actuadores, sensores y controladores. Con este dimensionamiento inicial se procede a desarrollar y fabricar un exoesqueleto. Las pruebas que se realicen a este equipo permiten realizar las primeras correcciones al modelo dinámico.

En la actualidad, la problemática social que afecta a los discapacitados es un problema que nos concierne a todos nosotros como sociedad, siendo la movilidad uno de los problemas principales que intensifican la dificultad de las personas con discapacidad para integrarse en el mercado laboral y en las actividades de la vida cotidiana. La rehabilitación es un componente fundamental de la salud pública y es esencial para lograr la equidad, pero también es un derecho fundamental y, por lo tanto, una responsabilidad social.

La estructura de la tesis corresponde a la resolución secuencial del problema de diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos. A continuación, se describe la composición de los cuatro capítulos y un breve resumen de estos. Empezando por el capítulo 1: introducción, donde se expone una introducción a la tesis, el planteamiento del problema, los objetivos de esta y la justificación de la investigación. Asimismo, se describe la estructura de la tesis, dando a conocer el contenido de cada uno de los capítulos. Luego, tenemos al capítulo 2: marco teórico, en este capítulo se describe los antecedentes relacionados con el desarrollo de esta tesis y conceptos teóricos que enmarcan y sirven de guía para esta investigación. Se hace una descripción del exoesqueleto, artrosis y fisioterapia, las cuales ayudan a entender las consideraciones que se debe tener antes de empezar a diseñar e implementar la presente tesis. Luego, se verá el capítulo 3: diseño e implementación del sistema, donde se describe el diseño e implementación de todo el sistema propuesto. Se inicia con la descripción del exoesqueleto: diseño mecánico, diseño electrónico, diseño eléctrico, la programación, el diseño de la interfaz gráfica, implementación de las estructuras mecánicas y la implementación de todo el sistema. Luego se tocará el capítulo 4: pruebas y resultados, en este capítulo se describe las pruebas realizadas sobre el exoesqueleto y los resultados obtenidos durante la investigación. Luego se verá la redacción de las conclusiones en función a los objetivos propuestos inicialmente. Finalmente, se realizan recomendaciones que se deberán tomar en cuenta para futuras líneas de investigación que se puedan generar.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1.Problematización

La clínica militar geriátrica de chorrillos se dedica a la atención y cuidado de pacientes de la tercera edad, y tiene varias áreas dedicadas a la recuperación física de personas mayores, donde se atienden a gran número de personas por día y estos son atendidos por los fisioterapeutas disponibles. La cantidad de personas que se acercan a atenderse por motivos de artrosis son más de los que se puede atender, por tanto, esto quita la posibilidad de atender a más pacientes.

Por tanto, la clínica militar geriátrica de Chorrillos requiere un estudio para en un futuro obtener equipos clínicos, que permitan tener más terapias para artrosis de rodilla, para así lograr de manera segura y constante la atención necesaria para reintegrar más pacientes, que puedan lidiar con dolores, la discapacidad funcional y la evolución de la enfermedad.

1.1.1.Problema general

¿Cómo se implementará un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la clínica geriátrica militar de chorrillos?

1.1.2.Problema específico

- a) ¿Cómo se realizará un mecanismo que permita al exoesqueleto ajustarse mecánicamente al tamaño de la extremidad inferior del paciente?
- b) ¿Cómo se logrará un consumo bajo de potencia en el exoesqueleto al funcionar a plena carga?
- c) ¿Cómo se determinará los ángulos y áreas de trabajo de los motores y la estructura mecánica del exoesqueleto al operar sobre una extremidad inferior del paciente?

- d) ¿Cómo se implementará un sistema electrónico para controlar el movimiento y tiempo de respuesta del exoesqueleto?

1.2.Objetivos

1.2.1.Objetivo general

Diseñar e implementar un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos.

1.2.2.Objetivos específicos

- a) Diseñar el mecanismo para ajustar y flexionar una extremidad inferior del paciente mecánicamente con el exoesqueleto.
- b) Planificar el bajo consumo de potencia del exoesqueleto a plena carga.
- c) Determinar los ángulos de trabajo de los motores en base a la estructura mecánica del exoesqueleto para operar sobre una extremidad inferior del paciente.
- d) Implementar un sistema electrónico para controlar el movimiento y tiempo de respuesta del exoesqueleto.

1.3.Justificación

Justificación tecnológica involucra la posibilidad de aplicar nuevas tecnologías que permitan mejorar los avances tecnológicos en la atención con respecto a los pacientes de la tercera edad en la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos, logrando así cuidar la salud e integridad del paciente. Además, mostraría una vez más el gran potencial de desarrollo científico que poseemos los peruanos.

Justificación social apoya la investigación y su futura implementación en la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos ya que ayudaría considerablemente al momento de realizar los masajes terapéuticos para la artrosis de rodilla y evitaría que los pacientes estén esperando o postergando su tratamiento por falta de personal.

1.4. Alcances y limitaciones de la investigación

La presente tesis contempla el diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos.

Sus características principales son las siguientes:

- a) Una estructura mecánica capaz de ajustarse mecánicamente a varios tipos de piernas.
- b) Se utilizará un material rígido capaz de soportar las distintas cargas aplicadas en la estructura.
- c) Un sistema eléctrico para alimentar los sistemas mecatrónicos.
- d) Una interfaz gráfica amigable y versátil para cualquier usuario.

Las limitaciones que se presentaron fueron las siguientes:

- a) Presupuesto para materiales de alto nivel completamente biocompatibles.
- b) La no proporcionalidad de estatura de los pacientes con respecto a su peso.
- c) El traslado del equipo a la clínica Militar geriátrica de chorrillos.
- d) El tiempo para importar accesorios del extranjero.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se mencionan los antecedentes de la investigación que se tomaron como referencia y como bases para el diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla. Asimismo, se menciona y describe la óptica de la investigación, en la cual se define la hipótesis de la investigación. Asimismo, se establece la selección de variables que define el control del sistema. Finalmente, se presentan las bases teóricas que sustentan y complementan con todos los temas que se utilizaron y aplicaron para el desarrollo de la presente tesis.

2.1. Antecedentes de la investigación

Múltiples instituciones científicas nacionales e internacionales vienen desarrollando proyectos e investigaciones afines al proyecto de tesis. Podemos citar los siguientes trabajos de investigación.

2.1.1. Antecedentes Nacionales

Galán, F. (2017) En su tesis de maestría para obtener el grado de Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica con Mención en Automática y Optimización, titulado “Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitación de Extremidades superiores” de la Universidad de Piura, Piura. Donde se estudian exoesqueletos para parálisis en miembros inferiores, adicionando el diseño, implementación y control del mismo. En sus conclusiones más importantes manifiestan que: Quedan cumplidos los objetivos de diseño de un exoesqueleto para miembro superior al validar las estructuras que forman parte del exoesqueleto con la ayuda de la herramienta Solidwork para personas de 75kg y de una estatura máxima de 1.64m, garantizando su correcto funcionamiento con un factor de seguridad apropiado, recomendando no ser utilizado para personas con un peso o estatura mayor. (p. 139). Queda cumplido el objetivo de diseño e implementación de control para el musculo artificial utilizando un sistema de control en cascado, con dos lazos de control PI, cuyos parámetros de

control son determinados mediante la interpolación de parámetros obtenidos en distintos puntos en el rango de operación con ayuda del toolbox de Matlab. (p. 139). El uso de los músculos artificiales como actuadores debido a su peso reducido y a su gran fuerza permiten una estructura ligera, permitiendo además autonomía al llevar la fuente de aire en el mismo exoesqueleto. (p. 139)

Garcés, A. (2017) En sus tesis para obtener el título de Ingeniero Mecánico titulado “Diseño de un Mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento” de la Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima. Donde se desarrolló el diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento. En sus conclusiones más importantes manifiesta que: Se logró realizar un primer acercamiento al diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto para la rehabilitación de miembros inferiores que permite reproducir patrones de movimiento y que está dirigido a personas con problemas en la marcha y principios de mecánica básica para el desarrollo del diseño conceptual e ingeniería de detalle. (p. 100) Con el mecanismo del sistema tipo exoesqueleto desarrollado se puede ayudar a las personas con paraplejia haciendo una exclusión a discapacidades relacionadas con la espasticidad, parálisis cerebral, parálisis espática, esclerosis múltiple, entre otras enfermedades. (p. 100) Existen muchos debates y discrepancias con respecto al uso de los exoesqueletos en la rehabilitación, debido a que no existen tantas investigación ni información en este campo. (p. 100)

Mio, R. (2014) En su tesis para obtener el título de Ingeniero Mecatrónico titulado “Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina” de la Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima. Donde se desarrolló el diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de los miembros superiores a partir del accionamiento de una interfaz cerebro máquina. En sus conclusiones más importantes manifiesta que: es posible, con el uso de una interfaz cerebro-computadora no invasiva, se identifique con alta fiabilidad un único pensamiento consciente como el de mover el brazo y accionar un mecanismo por medio

de la transformación y transmisión de la señal. (p. 59). Además de que se puede lograr el diseño con tres grados de libertad rotacionales con restricciones en sus rangos, lo cual es suficiente para emular un número aceptable de actividades de la vida cotidiana (p. 59).

2.1.2. Antecedentes Internacionales

Sosa, D. (2017) En su tesis de maestría para obtener el grado de Máster en Robótica titulado “Desarrollo de un exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro” de la Universidad Tecnológica de la Mixteca, Oaxaca, México. En sus conclusiones más importantes se manifiesta que en el trabajo se presentó una propuesta de diseño de un exoesqueleto que auxilie en tareas de rehabilitación física para personas con problemas de movilidad en el hombro. El dispositivo llevado a cabo cumple con todos los requerimientos del cliente y solventa algunas de las problemáticas que presentan los dispositivos estudiados en el estado del arte, tanto a nivel comercial como en lo referente a la investigación, ya que como ventajas ofrece adaptación a la antropometría mexicana, cumplir con los 3 movimientos básicos del hombro, terapia de pie y sentado, piezas estructurales de fácil fabricación y piezas de unión estándares. (p. 152)

Arcos, W. (2013) En su tesis de maestría para obtener el grado de Máster en Automatización Industrial titulado “Control automático de un exoesqueleto de marcha para pacientes con discapacidad motora” de la Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia. En sus conclusiones más importantes se manifiesta que para el diseño de los controladores y la simulación de comportamiento del exoesqueleto de construyen modelos de dinámica multicuerpos en SimMechanics de MatLab para las fases de marcha simple y doble apoyo. (p. 75) También se menciona que esta tesis es un aporte al control de exoesqueletos de marcha para personas con discapacidad motora, porque en comparación con otros trabajos realizados en exoesqueletos, en los que se trabaja tradicionalmente se aborda el problema de control como múltiples sistemas de control SISO, en donde se desprecian las dinámicas acopladas del sistema, esta tesis desarrolla un

modelo que incluye la dinámica de todo el cuerpo del sujeto y se desarrollan controladores MIMO. (p. 75)

Celedon, H. (2016). En su tesis para obtener el título de ingeniero mecánico e ingeniero electrónico titulado “Diseño Mecatrónico de un Robot exoesqueleto de extremidad superior para rehabilitación de personas con discapacidad parcial en el codo” de la Universidad Santo Tomás, Bogotá, Colombia. En sus conclusiones más importantes nos mencionan que: con la evaluación del estado del arte y del marco conceptual de la rehabilitación y la fisioterapia, se ha evidenciado que el diseño realizado está destinado a los ejercicios conocidos como ROM o rango de movimiento. (p. 66) También se logró evidenciar el uso de estrategias de diseño para crear un producto nuevo, evaluando la competencia en el mercado y seleccionando objetivamente el concepto factible que mejor se identificaba con el problema. (p.66).

2.2. Ópticas de la investigación

2.2.1. Hipótesis general

El adecuado diseño e implementación de un exoesqueleto permitirá reducir el tiempo de fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la clínica geriátrica militar de chorrillos.

2.2.2. Hipótesis específicas

- a) El desarrollo óptimo de un mecanismo que permita al exoesqueleto ajustarse mecánicamente al tamaño de la extremidad inferior del paciente.
- b) La elección medida a través de los componentes para cumplir con el bajo consumo de potencia a plena carga.

- c) El cálculo correcto de los ángulos de trabajo de los motores y la estructura mecánica del exoesqueleto al operar sobre las extremidades inferiores del paciente.
- d) La eficiente implementación de un sistema electrónico capaz de controlar y reducir el tiempo de respuesta del exoesqueleto.

2.3. Selección de variables

Para demostrar y comprobar la hipótesis, se tiene las variables y los indicadores que a continuación se indican:

Variable Dependiente: Exoesqueleto

- a) Variable de tamaño (Capacidad de adaptarse al tamaño de cada paciente)
- b) Ángulo de trabajo (Generar el movimiento angular requerido para el tratamiento fisioterapéutico)
- c) Tiempo de respuesta (Control y funcionamiento del exoesqueleto)
- d) Factor de potencia (Alimentación eléctrica de todos los sistemas a usarse)

Variable Independiente: Pacientes con Artrosis de Rodilla

Lugar: Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos

2.4. Base Teórica

2.4.1. Exoesqueleto

Un exoesqueleto se define de la siguiente manera:

Ccecarelli & Faruk Kececi (2015). Los robots de exoesqueleto son mecanismos estructurales externos cuyas articulaciones se corresponden con las del cuerpo humano. Son llevados por un operador, y el contacto físico entre el operado y el exoesqueleto permite transferencia directa de potencia mecánica y señales de información entre ellos. (p. 23)

Desde la perspectiva de robótica según Pons (2008), se tiene que “un exoesqueleto es un sistema robótico que se acopla al cuerpo humano para cumplir funciones específicas y que forman parte de un grupo denominado Robots Usables” (p. 1). Estas funciones según Pons los catalogan en los siguientes subgrupos:

- a) robots protésicos, “Una prótesis es un dispositivo electromecánico que sustituye a las extremidades perdidas después de amputación. Las contrapartes robóticas de las prótesis toman la forma de vestimenta electromecánica. extremidades robóticas y hacen posible reemplazar la función de la extremidad perdida” (Pons, 2008, p. 2). Véase un robot protésico de brazo completo en la figura 2.



Figura 2. Robot protésico de brazo completo
<https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/category/protesica/page/6>

- b) Robots ortóticos, “son estructuras mecánicas que se relacionan con la anatomía de un miembro del ser humano, con el propósito de restaurar funciones perdidas o débiles” (Pons, 2008, p. 2). Véase en la figura 3.

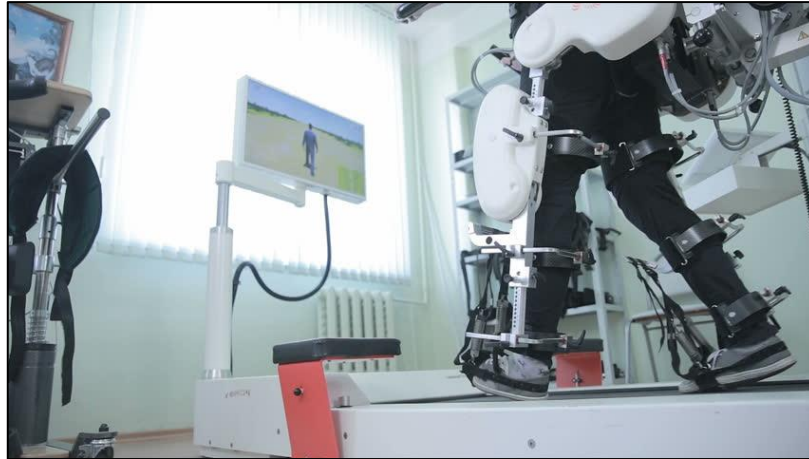


Figura 3. Robot Ortótico de extremidades inferiores

Fuente: <https://www.shutterstock.com/es/video/clip-19304152-medical-walking-robot-rehabilitation-rehab-remediation-people>

Se detalla la clasificación general de la órtesis de acuerdo con la articulación para la cual fueron diseñadas en la tabla 2.

Tabla 2. Clasificación de las órtesis de extremidades inferiores

Ortesis	Nombre español
FO	Órtesis de pie
KO	Órtesis de rodilla
HO	Órtesis de cadera
AFO	Órtesis de pie y tobillo
SAFO	Órtesis dinámica de pie y tobillo
KAFO	Órtesis de rodilla, tobillo, pie
HKAFO	Órtesis de cadera, rodilla, tobillo, pie

Fuente: Andrés, G. (2006). Diseño y control de una ortesis activa de tobillo para personas con problemas de pie caído.

En lo que respecta al miembro inferior las órtesis más usadas son el tipo AFO que limitan la corrección del ángulo entre el pie y la pierna, para evitar una flexión plantar excesiva; y la KAFO, que se emplea cuando existe mayor nivel de disfunción en la marcha, inclusive la ausencia parcial de control muscular.

La ortesis puede ser un elemento pasivo, que se emplee para dar soporte a la zona debilitada o paralizada; o activo formado por un sistema motorizado que le permite dar movimiento a la extremidad. Se pueden implementar varios sistemas para dar movilidad a la órtesis como por ejemplo actuadores lineales y rotativos, motores, músculos neumáticos artificiales, etc.

Utilizan patrones de movimientos y momentos predefinidos en las articulaciones, empleando un control clásico o basado en la actividad eléctrica muscular, formando así una integración entre el sistema músculo – esquelético humano y la órtesis. Este procedimiento se utiliza generalmente en los procesos de rehabilitación.

La órtesis tiene un diseño personalizado, y generalmente se fabrican de duraluminio, si lo que se considera es el peso; sin embargo, puede también desarrollarse en acero inoxidable para tener una mayor durabilidad. Se trabaja además con materiales plásticos como el polipropileno y derivados de polietileno, que se moldean a altas temperaturas, dándole así la estructura exacta de la extremidad.

- c) Robots extensores, “se define como una clase de robots que extienden la fuerza de la mano humana más allá de su habilidad natural, mientras se mantiene el control humano del robot” (Pons, 2008, p. 1). Véase en la figura 4.



Figura 4. Robot Extensor

Fuente: <https://ecodiario.economista.es/ciencia/noticias/7754469/08/16/Crean-en-Japon-un-exoesqueleto-para-retrasar-la-edad-de-jubilacion.html>

Asimismo, luego de definirse los tipos de robots usables que se puede tener. Se complementa la teoría de exoesqueletos en función a su forma de control, Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017), nos dice que “el propósito de control del sistema de acoplamiento humano-maquina es hacer que la persona y las maquinas trabajen coordinados para completar tareas” los exoesqueletos se pueden controlar de las siguientes maneras:

- a) Control del operador, Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017) mencionan que “confiando en el criterio del operador sobre un entorno, ellos mismos y el estado de movimiento del exoesqueleto, este será controlado con interruptor, botones

y otros dispositivos apropiados, y el operador del exoesqueleto no necesita ser el mismo usuario” (p. 30).

- b) Control preprogramado, Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017), nos dicen que “el exoesqueleto se ejecuta mediante una programación previa, y el operador solo puede hacer intervención limitada, como detener o comenzar” (p. 32).
- c) Control mioeléctrico, Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017), mencionan que “la actividad del musculo humano se puede medir a través de un electrodo implantado para obtener electromiogramas y mediante el cual se puede juzgar el grado de excitación del musculo para estimar las intenciones del movimiento humano” (p. 33).
- d) Control maestro-esclavo, Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017), nos dicen que “se utiliza generalmente para el sistema operativo remoto del robot, y el propósito es hacer que la maquina distante simule la acción del operador” (p. 33).
- e) Control de fuerza de retroalimentación, según Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017), se menciona que este control “se puede utilizar en el sistema de control de fuerza del robot, para mantener la fuerza entre la máquina y su entorno circundante dentro de un nivel predefinido” (p. 34).
- f) Control de fuerza de reacción con el suelo, mencionado como GRF según Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017), nos dice que este control es “la fuerza generalizada que actúa sobre un punto que contiene la fuerza que actúa sobre este punto y el par que actúa sobre el segmento a través de este punto” (p. 35).
- g) Control ZMP, Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017) nos mencionan que es “un seguimiento de la trayectoria de las extremidades y un control del punto de momento zero (ZMP) para controlar el exoesqueleto de asistencia de la potencia de las extremidades” (p. 35).

- h) Control de amplificación sensitiva, Zhiyong, Wenjin, Jing, & Lihua (2017) nos mencionan que “la función de transferencia del ángulo de salida del exoesqueleto a la fuerza que actúa el ser humano en el traje de exoesqueleto se define como la función de sensibilidad” (p. 36).

2.4.1.1.Exoesqueletos modelo

Actualmente se encuentran varios modelos de robots ortóticos para tratar o ayudar a pacientes con deficiencia motora en las extremidades inferiores, de los cuales podemos mencionar a los siguientes:

- a) HAL (Hybrid Assitive Limb), lo que se menciona en su página web oficial es que “es el primer robot de tipo ciborg del mundo, por el cual las funciones corporales de un usuario se pueden mejorar y soportar”, construido inicialmente con aluminio. Véase en la figura 5.

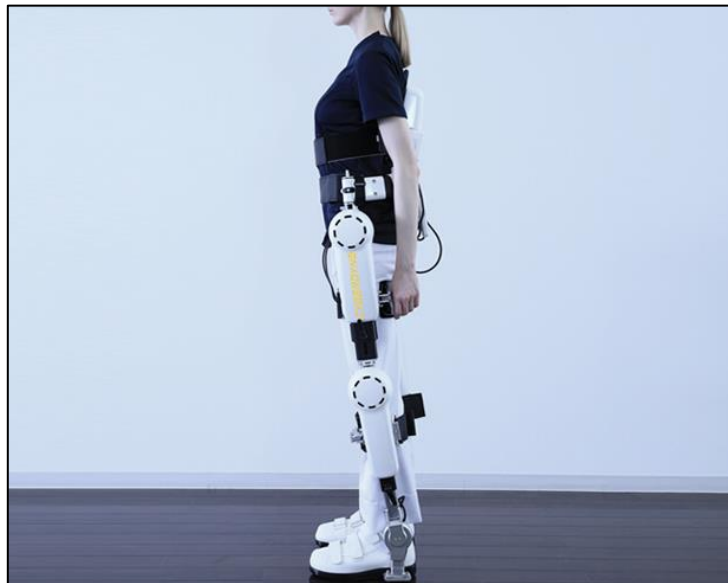


Figura 5. Hybrid Assistive Limb

Fuente: <https://www.cyberdyne.jp/english/products/fl05.html>

- b) Rex, es un dispositivo robótico manos libres para rehabilitación, como nos menciona en su página web, “diseñado para personas con discapacidades de movilidad”, en su fase inicial como prototipo se usó impresión 3D. Véase en la figura 6.



Figura 6. Robot REX

Fuente: <http://www.rexbionics.com/product-information/>

2.4.2. Artrosis de rodilla

Giménez Basallote, Pulido Morillo, y Trigueros Carrero, (2008) También denominada osteoartrosis, osteoartritis e incluso enfermedad articular degenerativa, se puede considerar como una patología articular degenerativa que se caracteriza por el proceso de deterioro del cartílago, con reacción proliferativa del hueso subcondral además de la inflamación de la membrana sinovial. (p. 11).

Véase en la figura 7.

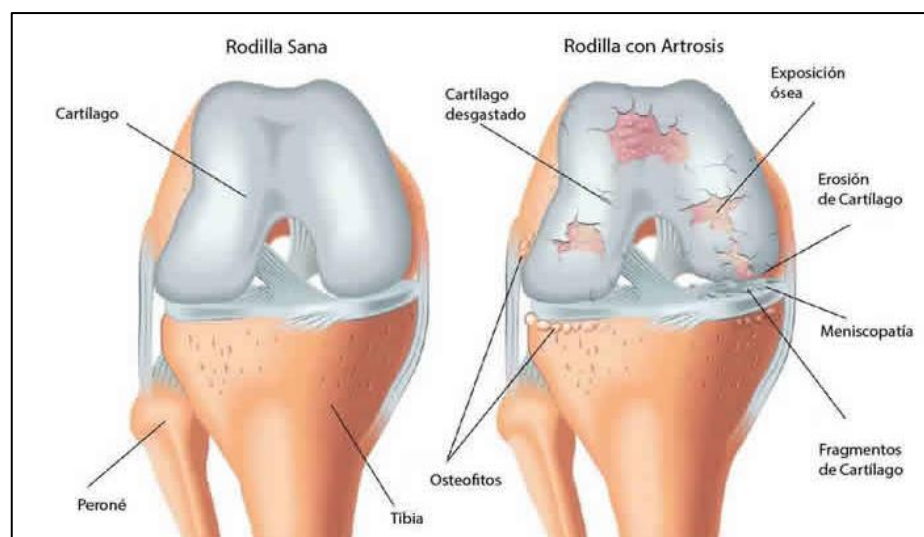


Figura 7. Rodilla Sana y Rodilla con Artrosis

Fuente: <https://clinicamartingomez.es/lesiones-de-rodilla/artrosis-de-rodilla-gonartrosis/>

La “artrosis afecta a todas las estructuras de la articulación” (p. 11), según Giménez Basallote, Pulido Morillo, y Trigueros Carrero, (2008), además mencionan que “no sólo existe la pérdida de cartílago hialino articular, también hay remodelación del hueso subcondral junto a un estiramiento capsular y debilitación de los músculos periarticulares” (p. 11).

2.4.2.1. Causas de la Artrosis

Las causas de la artrosis “tiene sus causas poco establecidas, en base a que existen bastantes motivos de riesgo” (Cooper; 1994; p. 4.), que se mencionan en la tabla 3.

Tabla 3. Factores de riesgo asociados con artrosis

Riesgo Fuerte positivo:
- Aumento de la edad - Historia familiar positiva - Obesidad
Riesgo débil positivo:
- Menopausia precoz - Diabetes - Hipertensión
Riesgo negativo:
- Osteoporosis - Cigarro
Locales:
- Inestabilidad articular / hipermovilidad - Forma articular anormal (congénita o adquirida) - Traumatismo - Actividades físicas especiales

Fuente: Guía de Buena Práctica Clínica

2.4.2.2. Manifestaciones Clínica de la Artrosis

Dentro de las manifestaciones tenemos que “el principal síntoma de la artrosis es el dolor, que suele manifestarse entre los cuarenta y cincuenta años, sin tener hasta ese momento manifestaciones anteriores en la articulación afectada” según (Loeuille ;2005; p. 52.) Y también que:

El dolor se considera de tipo mecánico, que quiere decir que aparece tras el uso articular, y que suele desaparecer cuando se encuentra en reposo. La característica del dolor es la de aparecer tras un largo periodo de inactividad considerable. Uno

de los orígenes más importantes del dolor artrósico es la sinovitis, que se encuentra en alrededor del 50% de pacientes con artrosis de rodilla sintomática. (Hill; 2001; p. 28.)

2.4.2.3. Diagnóstico

Esta muestra según Giménez Basallote, Pulido Morillo, y Trigueros Carrero (2008) que “la artrosis se diagnostica fundamentalmente de manera clínica, estos criterios incluyen también los radiológicos” (p. 35).

También mencionan que estos son:

- a) Diagnóstico por imagen
- b) Tomografía Axial Computarizada
- c) Resonancia Magnética Nuclear
- d) Gammagrafía Ósea
- e) Ecografía o Ultrasonidos

2.4.2.4. Tratamiento de la Artrosis

En el tratamiento se considera que:

Giménez Basallote, Pulido Morillo, y Trigueros Carrero (2008). La artrosis debe contar con tratamientos eficaces y seguros, que puedan lidiar con aliviar el dolor, mejorar la capacidad funcional y retrasar la evolución de la enfermedad. Estos tratamientos deben garantizar la seguridad tanto sistémica como articular. El tratamiento de la artrosis debe ser individual. Se debe tener en cuenta el estadio evolutivo de la enfermedad, la afectación clínica, la localización articular y la posible presencia de enfermedades concomitantes o circunstancias ligadas a la previsible aparición de efecto secundarios. También se debe considerar los aspectos como la propia idiosincrasia del paciente o la disponibilidad de medios físicos o fisioterápicos. Desde un punto de vista terapéutico de deben considerar intervenciones no farmacológicas, farmacológicas y quirúrgicas. En base a las maneras de tratamiento, se destaca regularmente el ejercicio como principal tratamiento de la artrosis. (p. 53)

2.4.3. Fisioterapia

Según Hüter-Becker, Schewe y Heipertz (2003) “el movimiento es el resultado del funcionamiento combinado de músculos tendones, articulaciones y huesos, es decir, de la interacción activa y pasiva del sistema locomotor”. (p. 95). Véase en la figura 8.



Figura 8. Fisioterapia de cadera en paciente

Fuente: <https://www.terapiasmanuales.com/cual-es-el-tratamiento-de-la-artrosis-en-fisioterapia/>

De la misma manera se menciona en base a fisioterapia, los tipos de ejercicios a realizarse, para la artrosis de rodilla:

- a) El ejercicio isométrico es cuando se realiza contracción muscular resistida, pero sin movimiento articular. Es de gran utilidad en fases agudas, cuando se precisa reposo articular, para mantener el tono muscular y evitar la atrofia. Tiene la ventaja de que se puede realizar incluso con un miembro enyesado o con un corsé. (Rodríguez de la Serna, 2008, p. 8)
- b) Ejercicio con resistencia constante o isotónico, en este caso “existe movimiento articular contra una carga o peso constante, donde se realiza un numero de repeticiones variables” (Rodríguez de la Serna, 2008, p. 8).
- c) Ejercicio con resistencia variable, en donde este ejercicio “utiliza bandas elásticas, poleas, palancas, etc., para modificar la resistencia a lo largo del recorrido” (Rodríguez de la Serna, 2008, p. 8).

- d) Ejercicio isocinético, para realizarlo un sistema debe “regular la velocidad del movimiento y su recorrido, controlando la fuerza máxima en todo momento” (Rodríguez de la Serna, 2008, p. 8).
- e) Ejercicio excéntrico frente a concéntrico, donde el trabajo concéntrico “se realiza mientras el músculo se acorta” (Rodríguez de la Serna, 2008, p. 9) y el trabajo excéntrico es “más eficiente para prevenir y tratar una inestabilidad articular o una lesión miotendinosa, pero origina mayor cansancio muscular” (Rodríguez de la Serna, 2008, p. 9).

La artrosis también afecta a nivel económico, ya que como nos menciona Subervier Ortiz (2017) “el costo promedio directo de la osteoartrosis es aproximadamente \$2,600 dolares al año por persona y el costo promedio anual total por persona es de \$5,700 dolares en estados unidos” (p. 45).

Subervier Ortiz (2017) también nos menciona que los componentes del ejercicio deben ser los siguientes:

- a) Frecuencia
- b) Volumen
- c) Intensidad
- d) Densidad
- e) Progresión metodológica
- f) Selección de Ejercicios (p. 50)

2.4.3.1. Fisioterapia pasiva

Los movimientos pasivos asistidos pueden producir relajación de estructuras fibrosas que pudieran estar contracturadas o retraídas manteniendo activos y completos los arcos de movilidad. Las articulaciones se ven también favorecidas por ejercicios ya que el estiramiento de tejidos conectivos evita rigidez articular y futuras limitaciones por adherencias y contracturas de los diversos planos tisulares, manteniendo su elasticidad. Vease en la figura 9.



Figura 9. Rehabilitación pasiva

Fuente: <http://www.fisiolab.mx/rehabilitacion-pasiva>

2.4.3.2.Rehabilitación activa

Después de una lesión de la rodilla o de una cirugía, debe recuperarse la fuerza de la pierna totalmente, para asegurar un retorno seguro a las actividades de vida diaria y al deporte. Las metas de un programa de rehabilitación de rodilla completo son recuperar la fuerza normal, la resistencia, la flexibilidad, el equilibrio y la agilidad.

Vease en la figura 10.



Figura 10. Rehabilitación activa

Fuente: <http://www.tecnosports.com.ve/productos.html>

2.4.3.3.Tratamiento fisioterapéutico de la artrosis de rodilla

Para el tratamiento con fisioterapia de la artrosis de rodilla se debe seguir un determinado patrón de pasos, así como se realiza luego de una intervención

m mediante artroscopía o los métodos para fortalecer las rodillas. Como mencionan Sañido y Mínguez (2013), existen pasos los cuales son:

1. Elevación de la pierna recta, en extensión de rodilla
2. Contracción del cuádriceps y estiramiento isquiotibiales
3. Contracción estática del muslo/aductores
4. Elevación de talones
5. Elevación de rodilla-cadera sentado
6. Pasar de sentado a postura de pie
7. Equilibrio sobre piernas
8. Elevación lateral
9. Estiramiento de pantorrilla
10. Estiramiento y elevación de pierna en pelota (p. 31-33)

También Sañido y Mínguez (2013) nos mencionan que de la lista de pasos para la fisioterapia de rodilla, solo “los ejercicios prioritarios para las lesiones osteoartrosicas son el 1, el 6 y el 7”. (p. 14)

En base a esto, y lo que dice Mayra (2013), “los ligamentos conectan un hueso a otro hueso y guían el movimiento articular”, se puede concluir que, el movimiento generalizado de toda la pierna o extremidad inferior, influye directamente en la estimulación de los ligamentos, es decir que, los métodos mencionados por Sañido y Mínguez, tienen repercusión en cada ligamento directamente. (p. 14)

CAPÍTULO III: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

En el presente capítulo, se describe el diseño y la implementación del exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla, el cual fue el objetivo principal de la presente tesis. De la misma manera, se basó el diseño e implementación de acuerdo con los objetivos específicos mencionados en el capítulo 2.

Para que este exoesqueleto haya sido realizado y desarrollado correctamente, fue fundamental que la presente tesis cumpla con todos los objetivos para los cuales fue diseñado e implementado.

A continuación, se describe el diseño del exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla: Estructuras mecánicas, sistema electrónico, sistema de alimentación, control de actuadores, programación del microcontrolador en el exoesqueleto y la creación de la interfaz gráfica.

3.1. Condiciones Iniciales

El exoesqueleto cumple con la finalidad de hacer fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla, lo que permitió desarrollar de manera exitosa las actividades planteadas en la presente tesis con las siguientes características funcionales:

Condiciones iniciales mecánicas

- Exoesqueleto para pacientes de 65 a 75 años.
- Exoesqueleto para pacientes de peso máximo 70 Kg.
- Diámetro de la rodilla máximo de 15cm.
- Distancia de la rodilla a lo largo del hueso femoral de 20 cm.
- Distancia de la rodilla a lo largo del hueso tibial de 20 cm.
- El exoesqueleto mecánicamente es indiferente de rodilla izquierda o derecha.
- Los materiales de la estructura mecánica del exoesqueleto cumplen con ser rígidos y livianos.
- Los materiales de la estructura de los actuadores del exoesqueleto son rígidos y capaces de soportar presión y movimiento.

- El exoesqueleto cuenta con un grado de libertad mecánico.
- Los actuadores son de alto torque y ligeros.

Condiciones iniciales electrónicas

- El microcontrolador cuenta con 4 salidas PWM.
- La velocidad de transmisión del microcontrolador deberá ser superior a los 10Mhz.
- El microcontrolador es capaz de conectarse por bluetooth a otros dispositivos.
- El procesador debe ser de 8 bits en adelante.

Condiciones iniciales eléctricas

- Voltaje de operación de 5 voltios.
- Los cables evitan el ruido estático, soportan el amperaje del sistema y son flexibles.

Condiciones iniciales de Software

- La interfaz de usuario permite el control a distancia del exoesqueleto.
- El exoesqueleto realiza la fisioterapia en el tendón rotuliano, los ligamentos colaterales, el tendón del cuádriceps y musculo sartorio en base a un programa definido.
- La interfaz es fácil de manejar.

3.2. Diseño Mecánico

El diseño mecánico se dividió en 5 etapas:

- Especificaciones: Dónde se definió las condiciones mecánicas a tener en las distintas piezas, y las exigencias que sobre esta se aplicaron.
- Dimensiones: Las dimensiones que tienen las piezas en el espacio.

- Elección del Material: La elección del material a usar en la estructura mecánica.
- Cálculos: Cálculos matemáticos sobre la resistencia del material base del exoesqueleto.
- Modelado en software: Modelos en CAD de las distintas piezas del exoesqueleto.

Cada etapa muestra partes que pertenecen a la composición mecánica de todo el sistema, los cuales son estructura principal del exoesqueleto, el ajuste de ángulo mecánico del exoesqueleto, el ajuste variable de tamaño del exoesqueleto y el mecanismo de frotamiento.

En la figura 11, se muestra un boceto realizado en software CAD, para dar una idea general del diseño mecánico.

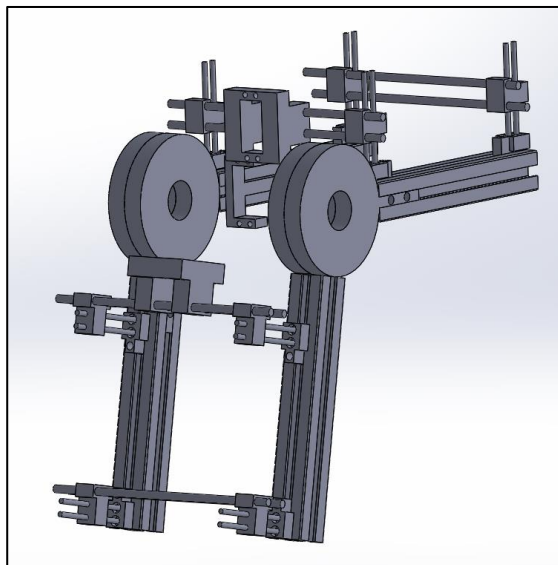


Figura 11. Diseño del exoesqueleto en software CAD
Fuente: Elaboración Propia

3.2.1. Especificaciones

3.2.1.1. Especificaciones del Exoesqueleto.

Las especificaciones que se dieron en el exoesqueleto en principio son dadas por realizar el trabajo indiferentemente de una rodilla izquierda o derecha, además de contar con la capacidad de ajustarse variablemente a rodillas de máximo 15 cm de diámetro. También la misma calza

superiormente en el hueso femoral 20 cm por encima de la rodilla, y de la misma manera calza inferiormente en el hueso tibial 20 cm por debajo de la rodilla. Se agrega que la estructura tiene un peso inferior a 10 kg que permite realizar los movimientos de ángulo y ajuste del exoesqueleto, y debido a que soporta presiones y tensiones internas como estructura, es rígido para poder contrarrestar las flexiones que se generen futuramente en base al uso. También cuenta con las prestaciones para que otros sistemas mecánicos se acoplen, así como el ajuste variable de tamaño y el mecanismo de ajuste de ángulo.

3.2.1.2.Especificaciones del ajuste variable de tamaño del exoesqueleto.

Las especificaciones que se deben dar en el ajuste variable de tamaño del exoesqueleto están dadas por usar materiales con propiedades lisas que nos permiten dar un ajuste alrededor de la pierna, firme y consistente, con la capacidad de poder acomodar de acuerdo con el tamaño de la pierna, indiferentemente de si es una pierna izquierda o derecha. Este sistema se basa en la capacidad de conectarse directamente al diseño del exoesqueleto.

3.2.1.3.Especificaciones del mecanismo de ajuste de ángulo.

Las especificaciones que se deben dar en el ajuste de ángulo están dadas por ser un sistema liviano que permita mantener un ángulo determinado sin la posibilidad de resbalamiento, este sistema viene dado por la unión de dos piezas del exoesqueleto.

3.2.1.4.Especificaciones del mecanismo de frotamiento.

Las especificaciones que se deben dar en el mecanismo de frotamiento están dadas por ser una estructura de acople a un actuador que permite contribuir con un movimiento transversal a los tendones, ligamento y músculos de la rodilla, para poder aplicar fisioterapia en las zonas indicadas.

3.2.2. Dimensiones

3.2.2.1. Dimensiones del exoesqueleto.

Para el diseño del exoesqueleto en base a la antropometría de la pierna, se seccionó en 2 partes con el fin de focalizar en cada una de sus propiedades.

Al realizar la estructura femoral y tibial se tomó en cuenta la antropometría de los pacientes. Como condición inicial y para cumplir con nuestros objetivos, se demarcaron límites para los pacientes que usuarios del exoesqueleto, entre ellos se demarcan dos indicadores que delimitan el uso demasiado amplio del prototipo. Un primer indicador es el peso del paciente que se delimita con un máximo de 70 kg, siendo los cálculos y resultados en base a un paciente de 70 kg, obteniendo así propiedades mecánicas que se encuentran sobredimensionadas para pesos menores, por lo que sería igualmente funcional, al igual que en el paciente de 70 Kg. El segundo indicador que se tomó en cuenta es la altura del paciente, y la relación que conlleva sus extremidades inferiores con respecto a su altura total, como se observa en la figura 12.

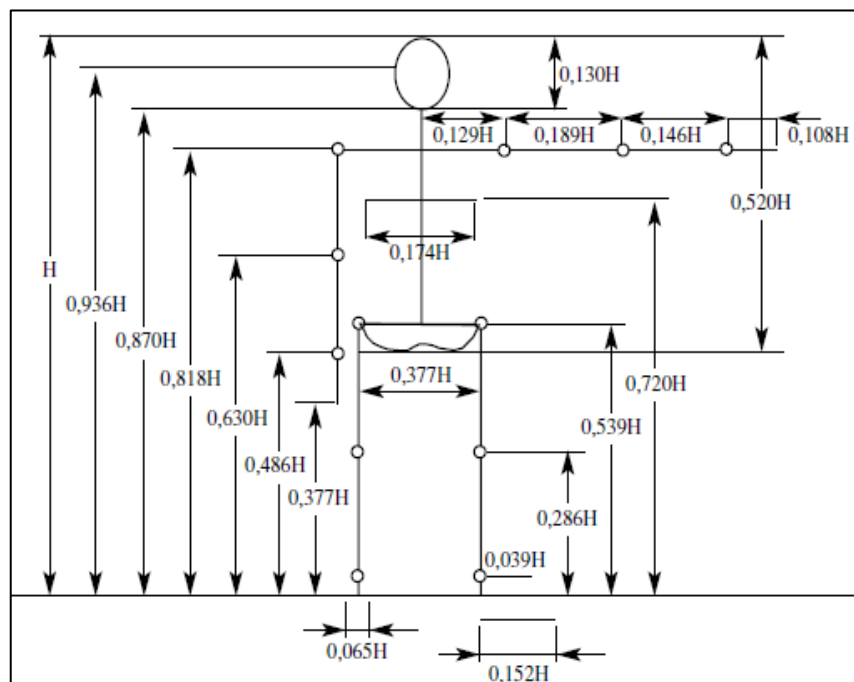


Figura 12. Relación de partes del cuerpo con respecto a la altura
Fuente: Rose, J. (2005). Human Walking

Estos datos permiten desarrollar dos tablas para la estatura en la que nos centraremos. Véase la tabla 4 y 5.

Tabla 4. Tabla de medidas con relación a la altura de la pierna y muslo

Segmento / Estatura	1.60 m	1.65 m	1.70 m
Pierna	0.39 m	0.41 m	0.42 m
Muslo	0.56 m	0.57 m	0.58 m

Fuente: Elaboración propia

Tabla 5. Relación peso de pierna y muslo respecto a peso total

Segmento	Peso Kg
Pierna	3 kg
Muslo	6.5 Kg

Fuente: Elaboración Propia

Como se observa, solo hay una diferencia de 0.1 m en cada pierna respecto a la relación de estatura, por ende, se tomará solo una porción de cada medida para determinar la dimensión, que está dada para el uso de personas, sin que sientan incomodidad, por lo que se define que el tamaño de estructura femoral es 0.20 m y la estructura tibial es 0.20 m.

3.2.2.2. Dimensiones del ajuste variable de tamaño del exoesqueleto.

En el dimensionamiento del ajuste variable de tamaño del exoesqueleto, se diseñó un sistema de barra y ajuste por presión, que permite ajustar la circunferencia del muslo, rodilla y pierna.

Este sistema se encuentra acoplado a la estructura principal como el sistema encargado de llevar los actuadores que actúan sobre el tendón rotuliano y el tendón del cuádriceps, de manera que se puede ajustar igualmente, la distancia de acuerdo con distintos tipos de piernas, independientemente del lugar donde se necesite colocar.

En base a las condiciones iniciales y para cumplir con los objetivos específicos de esta tesis, se determinó que el largo de las varillas verticales que ajustarán la altura del exoesqueleto sobre el centro de

masa de la pierna, serán la mitad de las varillas horizontales que ajustarán el ancho de acuerdo con el diámetro de la circunferencia de la pierna. Por tanto, conociendo el dato del ancho de la pierna se puede determinar el largo de estas varillas.

Como condición inicial se tuvo que el diámetro de la rodilla máximo sería de 15 cm, y en base a antropometría se considera al muslo, como la parte más ancha de la pierna, teniendo así que el ancho máximo de esta pieza es de 24 cm. Y por consiguiente teniendo que las varillas tienen una altura 12 cm.

3.2.3. Elección de materiales

En este tópico se ve la elección de materiales para cada estructura que compone el diseño, tomando en cuenta las condiciones iniciales mencionadas anteriormente, y el logro de los objetivos mencionados.

Se toman en consideración las propiedades que se debe tener para cada estructura del exoesqueleto:

3.2.3.1. Estructura femoral y tibial del exoesqueleto.

Son los encargados de sujetar lateralmente la extremidad inferior del paciente, cuentan con características definidas, en base a modelos de exoesqueletos repasados en el capítulo 2, donde se indica que cuentan con una alta rigidez y resistencia, un peso liviano, anticorrosión, un material que sea fácil de dar mantenimiento, con capacidad de ser mecanizado fácilmente y con un costo bajo.

Para realizar una comparativa se toma 3 materiales, para estudio y análisis de estos en base a su composición química, propiedades mecánicas y propiedades físicas.

- Barras de acero inoxidable 304

La composición química de este material la vemos en la tabla 6.

Tabla 6. Composición química del acero inoxidable 304

Elementos	C	Mn	Ni	Cr	Co	Si	Fe
%peso	0.08	1.18	9.5	18.57	0.14	1.18	Bal

Fuente: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-56092011000100002

Así como sus propiedades mecánicas, se observan en la tabla 7.

Tabla 7. Propiedades mecánicas del acero inoxidable 304

Young's Modulus	26.8×10^6 psi (185.0×10^9 Pa)
Poisson's Ratio	0.27
Yield Strength	30.5×10^3 psi (210.0×10^6 Pa)
Uniform Elongation	25%
Ultimate Strength	72.5×10^3 psi (500.0×10^6 Pa)
Tangent Modulus	1.68×10^5 psi (1.16×10^9 Pa)

Fuente: https://www.researchgate.net/figure/Material-Properties-for-Type-304-Stainless-Steel_tbl2_242109512

Y sus propiedades físicas, que se observan en la tabla 8.

Tabla 8. Propiedades Físicas del acero inoxidable 304

Unidades de las propiedades	Valor
Densidad g/cm ³ (lb/in ³)	8,0 (0,29)
Modulo elástico GPa (10^3 psi)	193 (28,0)
Resistencia eléctrica n □ m	720
Calor específico J/kg*°K (Btu/lb*°F)	500 (0.12)
Conductividad térmica a 100 °C (212 °F) W/m*K (Btu/ft*h*°F)	17,2 (9,6)
Rango de fusión °C (°F)	1400-1450 (2550-2650)

Fuente: <http://www.ferrocortes.com.co/inoxidable-sae-304/>

- Perfil de aluminio 6061

La composición química de esta aleación se observa en la tabla 9.

Tabla 9. Composición química del acero 6061

Element	Amount (wt %)
Aluminium	96.85
Magnesium	0.9
Silicon	0.7
Iron	0.6
Copper	0.30
Chromium	0.25
Zinc	0.20
Titanium	0.10
Manganese	0.05
Others	0.05

Fuente: https://www.researchgate.net/figure/Chemical-Composition-of-Al-6061-alloy_tbl1_301674211

Las propiedades mecánicas del aluminio 6061, se pueden observar en la tabla 10.

Tabla 10. Propiedades mecánicas del aluminio 6061

Estado	Características a la tracción					
	Carga de rotura Rm. N/mm ²	Limite elástico Rp 0.2 N/mm ²	Alargamiento a 5.65%	Limite a la fatiga N/mm ²	Resistencia a la cizalladura T N/mm ²	Dureza Brinell (HB)
0	125	55	27	120	85	30
T4	235	140	21	180	150	65
T6	310	270	14	190	190	95

Fuente: https://www.alacermas.com/img/galeria/files/aluminio/chapa_6061_aluminio.pdf

Las propiedades físicas del aluminio 6061, se observa en la tabla 11.

Tabla 11. Propiedades físicas del aluminio 6061

Modulo elástico N/mm ²	Peso específico g/cm ³	Intervalo de fusión °C	Coefficiente de dilatación lineal 1/106 K	Conductividad térmica W/Mk	Resistividad eléctrica a 20°C - u cm	Conductividad eléctrica %IACS	Potencial de disolución V
70,000	2,7	580-650	23,3	T4 - 155 T6 -166	T4 - 4,3 T6 - 4,0	T4 - 40 T6 -43	-0,83

Fuente: https://www.alacermas.com/img/galeria/files/aluminio/chapa_6061_aluminio.pdf

- Titanio 6Al-7Nb

La composición química del Titanio 6Al-7Nb, se observa en la tabla 12.

Tabla 12. Composición química del Titanio 6Al-7Nb

	Al	V	Fe	N2	Ti
Composición (%)	6,102	4,119	0,183	0,05	88,66

Fuente: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0124-81702014000200001

Las propiedades mecánicas del Titanio 6Al-7Nb, se observan en la tabla 13.

Tabla 13. Propiedades mecánicas del Titanio 6Al-7Nb

Condition	YS (MPa)	UTS (MPa)	AR (%)	TE (%)	UE (%)	FL (MPa)
SMC	1180	1300	60	7	0.5	693
MC	960	1050	32	9	0.9	580

YS: yield stress, UTS: ultimate tensile strength; AR: area reduction; TE: total elongation; UE: uniform elongation; FL: fatigue limit

Fuente: https://www.researchgate.net/figure/Mechanical-properties-of-Ti-6Al-4V-alloy-at-room-temperature_tbl1_267805516

Las propiedades físicas del Titanio 6Al-7Nb, se observan en la tabla 14.

Tabla 14. Propiedades físicas del Titanio 6Al-7Nb

Density [g/cm ³]	4.42
Melting Range [°C 15°C]	1649
Specific Heat [J/Kg.°C]	560
Volume Electrical Resistivity [ohm.cm]	170
Thermal Conductivity [W/m.K]	7.2
Tensile Strength MPa	1000
Elastic Modulus GPa	114
Hardeness [Rockwell C]	36

Fuente: https://www.researchgate.net/figure/Physical-and-mechanical-properties-of-Ti6Al4V_tbl1_269474044

En base a las figuras anteriores de las propiedades mecánicas, físicas y composición química de cada material, se construyeron tablas para comparación de los mismos materiales y realizar el análisis para cumplir con los objetivos de la tesis.

En primera instancia, debido a que se trabajó directamente con personas, se buscó un material que sea biocompatible y no perjudique la salud, por eso se requirió un material que sea anticorrosivo y de fácil mantenimiento, con la capacidad de tener resistencia al tiempo.

En la siguiente tabla, se puede comparar directamente los 3 materiales con las composiciones químicas en porcentaje a su peso que se necesitan para poder lograr las necesidades, véase en la tabla 15.

Tabla 15. Comparación de composiciones químicas de las aleaciones

%	Aluminio	Cromo	Níquel	Magnesio	Titanio
Acero Inoxidable 304	0	18,57	9,5	0	0
Aluminio 6061	96,85	0,25	0	0,9	0,1
Titanio 6Al-7Nb	6,1	0	0,05	0	88,66

Fuente: Elaboración propia

Luego se analiza en la siguiente tabla las propiedades mecánicas y físicas de los 3 materiales, donde se requirió que la aleación sea rígida y capaz de soportar cargas de 25 kg como máximo véase en la tabla 16.

Tabla 16. Comparación de propiedades mecánicas y físicas de las aleaciones

	Módulo de Young	Tensión de ruptura	Densidad
Acero Inoxidable 304	193 Gpa	500 Mpa	8 g/cm ³
Aluminio 6061	70 Gpa	310 Mpa	2,7 g/cm ³
Titanio 6Al-7Nb	114 Gpa	1000 Mpa	4.42 g/cm ³

Fuente: Elaboración propia

En base a la tabla, se determina que el titanio es el elemento químico que mejores propiedades anticorrosivas, además de una buena biocompatibilidad, sin embargo, en el acero inoxidable el recubrimiento de cromo y níquel evita la corrosión de eficientemente, además de evitar el desgaste superficial con el tiempo, finalmente, el ultimo material por analizar contiene un alto contenido de aluminio en la aleación de aluminio 6061, lo convierte en un material anticorrosivo y con la propiedad de evitar el desgaste con el tiempo, y ser de fácil mantenimiento, completando las propiedades que se necesitan, eligiendo así en base a su composición química al aluminio 6061.

Luego, basándose en la tabla, las propiedades de elasticidad y tensiones de ruptura de cada elemento nos lleva al acero inoxidable como material más apto a la deformación, mientras que el aluminio sufre una desventaja. Sin embargo, el acero, es el más pesado, y para lograr nuestros objetivos y condiciones iniciales, se debe contar con el material más ligero, en donde indiscutidamente el aluminio 6061 logra ser lo

suficientemente rígido y resistente para las aplicaciones que se requirieron. También se destaca que al ser un proyecto prototipo, este debe contar con materiales asequibles económicamente, además de su fácil obtención en el mercado peruano, ya que el acero inoxidable y el titanio, son complicados de obtener en precios asequibles.

Por tanto y en base al análisis realizado, se determinó que el uso del aluminio 6061, por sus propiedades, características y facilidades, es el material correcto para cumplir con los objetivos planteados y condiciones dadas.

Debido a la implementación de varios sistemas sobre la estructura principal del exoesqueleto, el aluminio 6061 de marca Bosch, modelo Rexroth, dimensiones de 30 mm x 30 mm y tipo T-slot, que cumple con las características antes ya estudiadas y analizadas.

3.1.3.2. Piezas de conexión en el exoesqueleto

Para poder completar con las piezas diseñadas, que dieron el soporte a nuestra estructura, y se encargan de conectar los perfiles de aluminio, actuadores y sistemas, se deben elegir, materiales que sean capaces de soportar tensiones, sean fáciles de mecanizar y hacer, ya que el diseño se centrará en piezas de complejidad.

Para realizar las piezas, se define el uso de impresión 3D, para poder realizar las complicadas piezas, que perfilarlas en aluminio no saldrían a cuenta con los objetivos de esta tesis de ser de bajo costo.

Sin embargo, en impresión 3D, se cuenta con materiales de distintas propiedades físicas y mecánicas, que escapan en algunos casos a los objetivos y condiciones iniciales que se plantean en esta presente tesis. Por lo tanto, al basarse en los exoesqueletos ya realizados, se logró reconocer que usan materiales como el PLA, ABS y PETG. Para reconocer el material a usarse en estas piezas, se compararán los 3

materiales mencionados anteriormente, en base a sus propiedades físicas y mecánicas.

- PLA

Conocido como ácido poliláctico, tiene sus propiedades mecánicas que se pueden observar en la tabla 17.

Tabla 17. Propiedades Mecánicas del PLA

Propiedades Mecánicas	PLA
Resistencia a la tracción (MPa)	59
Alargamiento a la rutina (%)	7
Módulo elástico (MPa)	3500
Módulo de corte (MPa)	1287
Radio de Poisson	0.36
Rendimiento	70
Resistencia a la flexión (MPa)	106
Dureza (HR)	88
Temperatura de reflexión térmica (°C)	55
Porcentaje de elongación (%)	11.3
Módulo de Young (MPa)	1280

Fuente: <http://www.cienciacierta.uadec.mx/2018/09/09/analisis-de-las-propiedades-fisicoquimicas-de-materiales-polimericos-para-re-uso-en-impresiones-3d/>

También sus propiedades fisicoquímicas que se pueden observar en la tabla 18.

Tabla 18. Propiedades fisicoquímicas del ABS

Propiedades	ABS
Fuerza de tensión	3.516 - 5.274
Resistencia química	Justo
Temperatura de transición del vidrio (°C)	105
Punto de fusión (°C)	Sólido amorfo
Densidad (g/cm ³)	0.9 - 1.53
Capacidad calorífica (J/Kg-k)	1300
Fuerza de flexión (Kg/mm ²)	189.881 - 267.240
Estado sólido	Granulado
Temperatura de ablandamiento	90°C
Temperatura de ignición	400°C

Fuente: <http://www.cienciacierta.uadec.mx/2018/09/09/analisis-de-las-propiedades-fisicoquimicas-de-materiales-polimericos-para-re-uso-en-impresiones-3d/>

- ABS

También conocido como acrilonitrilo butadieno estireno, tiene propiedades mecánicas mostradas en la siguiente tabla 19.

Tabla 19. Propiedades mecánicas del ABS

Propiedades Mecánicas	Unidad	Valor
Alargamiento a la rotura	%	45
Coefficiente de Fricción	-	0.5
Módulo de tracción	GPa	2.1 - 2.4
Resistencia a la Tracción	MPa	41 - 45
Resistencia al Impacto Izod	Jm ⁻¹	200 - 400
Absorción de Agua - en 24 horas	%	0.3 - 0.7
Densidad	g.cm ⁻³	1.05
Resistencia a la Radiación	-	Aceptable
Resistencia a los Ultra - violetas	-	Mala
Punto de fusión	°C	180

Fuente:<http://www.limacomponentes.com/index.php/27-home/main-services/74-research-development-2>

Y las siguientes especificaciones técnicas mostradas en la tabla 20.

Tabla 20. Especificaciones Técnicas

ESPECIFICACIONES TECNICAS A.B.S.			
PROPIEDAD	METODO ENSAYO ASTM	UNIDAD MEDIDA	VALOR TIPICO
Densidad 792		G/cm3	1.06
Resistencia tracción	638 (D)	PSI (mpa)	5.800 (40)
elongación en flexión	790 (D)	PSIx105 (gpa)	3.6 (2.5)
Elongación desgarre	790 (D)	PSI(mpa)	9.200 (63)
Resistencia Impacto	120D 256 (D)	PIE LB/PULG (jim)	2.5 (132)
Dureza	785 (D)	Rockwell R	113
Temp. De flexión	648 (D)	°C	92
Absorción humedad	570 (D)	%	0.4
Punto ablandamiento VICAT	1525 (D)	°C	102

Fuente:<http://www.limacomponentes.com/index.php/27-home/main-services/74-research-development-2>

- PETG

También conocido como Polietileno Terephthalato de Glicol, y contiene las siguientes propiedades mecánicas mostradas en la siguiente tabla 21.

Tabla 21. Propiedades mecánicas del PETG

Propety	Testing method	Typical value
Young's modulus (X -Y)	ASTM D638 (ISO 527, GB/T 1040)	1523 50 (MPa)
Young's modulus (Z)	ASTM D638 (ISO 527, GB/T 1040)	1603 40 (MPa)
Tensile strength (Z -Y)	ASTM D638 (ISO 527, GB/T 1040)	31.7 0.1 (MPa)
Tensile strength (Z)	ASTM D638 (ISO 527, GB/T 1040)	29.4 1.0 (MPa)
Elongation at break (X -Y)	ASTM D638 (ISO 527, GB/T 1040)	4.4 0.6 (%)
Elongation at break (Z)	ASTM D638 (ISO 527, GB/T 1040)	3.1 0.5 (%)
Benading strength (X -Y)	ASTM D790 (ISO 178, GB/T 9341)	58.3 0.4 (MPa)
Benading strength (Z)	ASTM D790 (ISO 178, GB/T 9341)	55.1 49 (MPa)
Charpy impact strength (X -Y)	ASTM D256 (ISO 179, GB/T 1043)	9.7 2.6 (KJ/m ²)
Charpy impact strength (Z)	ASTM D256 (ISO 179, GB/T 1043)	2.4 0.5 (KJ/m ²)

Fuente: <https://polymaker.com/introducing-polymax-petg/>

Y las siguientes propiedades físicas mostradas en la siguiente tabla 22.

Tabla 22. Propiedades Físicas del PETG

Property	Testing method	Typical value
Density	ASTM D792 (ISO 1183, GB/T 1033)	1.25 (g/cm ³ at 21.5 °C)
Glass transition temperature	DSC, 10 °C/min	79 (°C)
Vicat Softening temperature	ASTM D1525 (ISO 306, GB/T 1633)	82 (°C)
Melt index	220 °C, 2.16 Kg	3.9 (g/10 min)
	240 °C, 2.16 Kg	17.1 (g/10 min)
Decomposition temperature	TGA, 20 °C/min	373 (°C)

Fuente: <https://polymaker.com/introducing-polymax-petg/>

En base al análisis de figuras, con las propiedades mecánicas y físicas respectivas de cada material, se logra ver que el PLA es de alta dureza, flexibilidad baja y durabilidad media, agregando que cuenta con una dificultad de uso simple, debido a las condiciones para imprimir. En cuanto al ABS, también presenta alta dureza, flexibilidad media y una durabilidad alta, con la dificultad de usar condiciones más específicas en impresión. Y por último el PETG, que cuenta con una alta dureza, flexibilidad media y una durabilidad alta, combinado con fáciles condiciones para impresión. En términos de precios los tres materiales se encuentran en el mismo rango de precios, pero el PLA, es más accesible, por lo tanto, para cumplir nuestros objetivos y condiciones iniciales, se determinó que el uso de PLA cumple con las expectativas del proyecto.

3.2.4. Cálculos

A continuación se realizan los cálculos necesarios para la estructura del exoesqueleto, en este, se tiene la principal estructura, que como se menciona antes en las dimensiones y especificaciones, este soporta el peso de la pierna del paciente, destacando que la estructura superior femoral, se encontrará en reposo donde se encuentre el paciente echado o sentado, sin embargo la estructura tibial, será la encargada de soportar las cargas por gravedad de la pierna del paciente, y de la estructura tibial misma. Para realizar el cálculo de esta misma se analiza el exoesqueleto en su posición más crítica, que es la de posicionarse a 180° con respecto a la estructura femoral, donde se analiza:

- a) la deflexión
- b) el cálculo de la resistencia/rotura.

Teniendo los siguientes datos:

- c) longitud
- d) ancho
- e) material
- f) localización de la carga
- g) momento de inercia de la estructura

A continuación, se realiza los cálculos para determinar si la estructura mecánica cumple con los límites físicos que nos depara el T-slot Bosch 30x30 de 20 cm de longitud, siendo el principal soporte que conforma a la estructura tibial y femoral.

Cabe destacar que la estructura tibial funciona como un cantilever, fijado rígidamente en un extremo, cómo se observa en la figura 13.

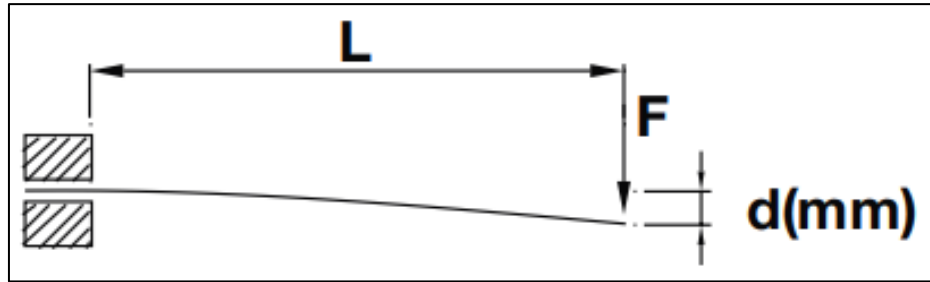


Figura 13. Viga isostática en voladizo con carga puntual
 Fuente: <https://www.hepcomotion.com/es/wp-content/uploads/sites/4/2015/04/MCS-01-ES.pdf>

De la figura 13 podemos notar que, para calcular la carga máxima, debemos obtener F, debido a que en el eje X, se puede obviar, por motivos de no tener cargas opuestas.

Luego, tendremos como datos lo siguiente, en base a análisis en las dimensiones, especificaciones y elecciones del material. Como lo es la longitud del perfil de aluminio.

$$L = 20 \text{ cm}$$

Acto seguido se determina el peso total, generado en el extremo de la estructura añadido por el peso de la pierna con la ecuación 1.

$$P = \text{Peso}_{\text{pierna}} + (2 \times \text{Peso}_{\text{estructuratibial}}) \dots \dots \dots (1)$$

Para los pesos de la pierna se tomará el caso más crítico de un paciente, delimitando así los pesos máximos permisibles por el exoesqueleto. Para esto se considera en base al análisis de las dimensiones que una pierna puede pesar máximo 10 kilogramos, teniendo proporcionalmente a un paciente de 75 Kg y 1,60 m de estatura, según datos del INEI y la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos. Mientras que el peso de la estructura tibial está dado por la densidad y volumen de la pieza calculado con la ecuación 2.

$$\text{Peso}_{\text{estructuratibial}} = 9,81 \times \text{masa}_{\text{estructuratibial}} \dots \dots \dots (2)$$

Para hallar el peso estructural tibial, se debe considerar su masa, y para eso se realizó el cálculo con la ecuación 3.

$$masa_{estructuratibial} = \rho_{aluminio} \times Volumen_{aluminio} \dots \dots \dots (3)$$

La densidad del aluminio, la obtenemos en la tabla 11, donde anteriormente se definió la densidad del aluminio 6061, como la siguiente:

$$\rho_{aluminio} = 2,7 \frac{g}{cm^3} = 2700 \frac{Kg}{m^3}$$

Y también se define los siguientes tópicos, con sus datos, ya dados anteriormente en especificaciones y condiciones iniciales el cual se calculó con la ecuación 4.

$$Volumen_{aluminio} = \text{Área}_{transversal} \times Longitud \dots \dots \dots (4)$$

$$Volumen_{aluminio} = 0,03 \text{ m} \times 0,03 \text{ m} \times 0,2 \text{ m}$$

Luego de realizar el cálculo se define el volumen de la estructura de aluminio:

$$Volumen_{aluminio} = 0,00018 \text{ m}^3$$

Teniendo el volumen de la estructura de aluminio, se puede hallar la masa de la estructura tibial:

$$masa_{estructuratibial} = 2700 \frac{Kg}{m^3} \times 0,00018 \text{ m}^3 = 0,486 \text{ Kg}$$

Y una vez hallada la masa de la estructura tibial, se puede hallar el peso de la estructura tibial:

$$Peso_{estructuratibial} = 9,81 \times 0,486 \text{ Kg} = 4,7676 \text{ N}$$

El peso de la pierna viene dado por condiciones iniciales y dimensiones, donde se refirió la pierna con un peso máximo de 10 kilogramos, teniendo así multiplicando por la gravedad la siguiente solución:

$$Peso_{pierna} = 10 \text{ Kg} \times 9,81 = 98,1 \text{ N}$$

Finalmente, para hallar el peso total, se consideran ambos pesos, de la estructura y de la pierna, teniendo al peso de la estructura tibial por dos, debido a que se realizará un exoesqueleto con dos perfiles de aluminio 6061, como se indica en las condiciones iniciales y las especificaciones, para así poder cumplir con los objetivos de la tesis y pasar a usar la ecuación 1.

Como ya se tienen los datos, se reemplazan y se obtiene el resultado del peso total:

$$P = 98,1 \text{ N} + (2 \times 4,7676 \text{ N}) = 107,6353 \text{ N}$$

El análisis nos lleva a obtener una reacción igual a 107,6353 N, que es el mismo que se tiene como peso total en un determinado punto de la estructura tibial. En base a la tabla 10, obtenemos que la carga de rotura del aluminio 6061 T6 es de 310 N, concluyendo que nos encontramos dentro de los límites físicos del material que usaremos dentro de sus condiciones más difíciles.

Luego se analizó la deflexión que se genera en un perfil al momento de ser cargado con el peso de la pierna en el modo ya analizado de la figura 13, de estar fijado rígidamente en un extremo, llamado cantilever.

Para poder hallar la deflexión del perfil bajo una carga concentrada estática, que es el caso por estudiar en este prototipo, se usó la ecuación 6.

$$d = \frac{P \times L^3}{3 \times E \times I} \dots \dots \dots (5)$$

Donde d , es la flexión en milímetros que sufrirá el perfil bajo el peso generado por la pierna del paciente, P es el peso hallado anteriormente en la ecuación 5, L es la distancia del perfil sin soporte, E es el módulo de elasticidad del material aluminio e I es el momento de inercia.

A continuación, veremos los datos por condiciones y tablas ya generados, para hallar la flexión.

$$E = 70\,000 \frac{N}{mm^2}$$

$$I = 3,4 \text{ cm}^4 = 34000 \text{ mm}^4$$

Entonces aplicando los datos a la ecuación 8, tenemos:

$$d = \frac{107,6353 \text{ N} \times (200 \text{ mm})^3}{3 \times 70000 \frac{N}{mm^2} \times (3,4 \text{ cm}^4 \times 10^4)}$$

Teniendo así luego de operar, la flexión en milímetros.

$$d = 0,12 \text{ mm}$$

De lo cual, se concluye, que el perfil tendrá una deflexión mínima, que nos permitirá cumplir con los objetivos y condiciones iniciales de la tesis, ya que se requiere una estructura rígida y ligera.

También se menciona que el cálculo es en base a un perfil de aluminio, y la estructura contará con dos perfiles, que minimizaran aún más la deflexión.

Luego de calcular la deflexión en base al peso de la pierna, se calcula la deflexión del perfil de aluminio en base a su propio peso, se usó la ecuación 6.

$$d = \frac{9,81 \times P \times L^4}{8 \times E \times I \times 10^7} \dots \dots \dots (6)$$

Donde P, esta vez será la masa del perfil.

$$P = 0,97 \frac{kg}{m}$$

Teniendo todos los datos ya puestos en las mismas unidades, podemos resolver la ecuación 8 con los datos de nuestro proyecto.

$$d = \frac{9,81 \times 970 \times (200)^4}{8 \times 70000 \frac{N}{mm^2} \times 3,4 \text{ cm}^4 \times 10^7}$$

Resolviendo obtenemos la deflexión del perfil de aluminio causada por su propio peso.

$$d = 0,0039 \text{ mm}$$

Lo cual nos indica que la deflexión del perfil en base a su propio peso será imperceptible, al ser una medida demasiado pequeña, implica que afectará en lo mínimo a otras piezas acopladas sobre la estructura prototipo.

Luego de analizar los parámetros anteriores, solo queda determinar el máximo esfuerzo de flexión permisible. Por tablas tenemos lo siguiente.

$$\sigma_{m\acute{a}x} < 200 \frac{N}{mm^2}$$

También en la ecuación 7, se puede observar la fórmula para obtener el máximo esfuerzo de flexión permisible.

$$\sigma = \frac{P \times L}{W \times 10^3} \dots \dots \dots (7)$$

Donde W es el módulo de la sección.

$$W = 2,2 \text{ cm}^3$$

Con los datos anteriores, podemos aplicar la ecuación 7 para obtener así el esfuerzo máximo permisible, que debe ser menor al indicado por tablas.

$$\sigma = \frac{107,6353 \times 200}{2,2 \times 10^3}$$

Resolviendo lo anterior podremos obtener el esfuerzo máximo permisible

$$\sigma = 9,78 \frac{N}{mm^2}$$

El resultado obtenido anteriormente determina que se encuentra dentro del parámetro permisible admitido por el material de 200 N/mm^2 , lo que cumple con los objetivos de esta tesis de manera correcta.

Asimismo, se concluye que los cálculos realizados para la estructura se encuentran dentro los parámetros brindados por el fabricante en base a tablas.

3.2.5. Modelado en software del exoesqueleto

El exoesqueleto tiene varias piezas que en su conjunto forman el sistema final, que da a formar el exoesqueleto como tal. Para formar la estructura principal que soporta toda la carga, se usó el perfil de aluminio Bosch 30 x 30 T-slot, que fue llevado al software CAD para realizar la implementación de las demás piezas en el mismo. Este cuenta con medidas de 30 mm por 30 mm en sección transversal, y un largo de 200 mm, por lo que se recreó mediante software el perfil en el largo y medida real dada por el fabricante. Como se observa en la figura 14 y 15.

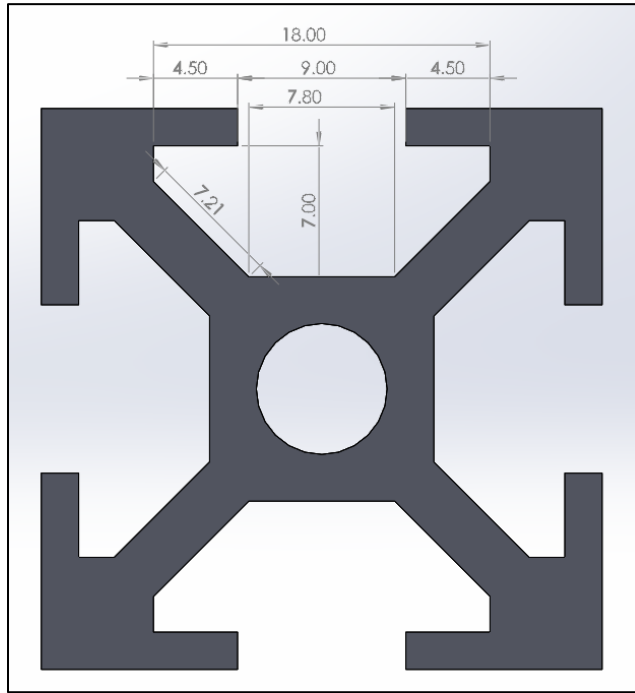


Figura 14. Perfil de aluminio 6061 Bosch 30x30 T-slot
Fuente: Elaboración propia

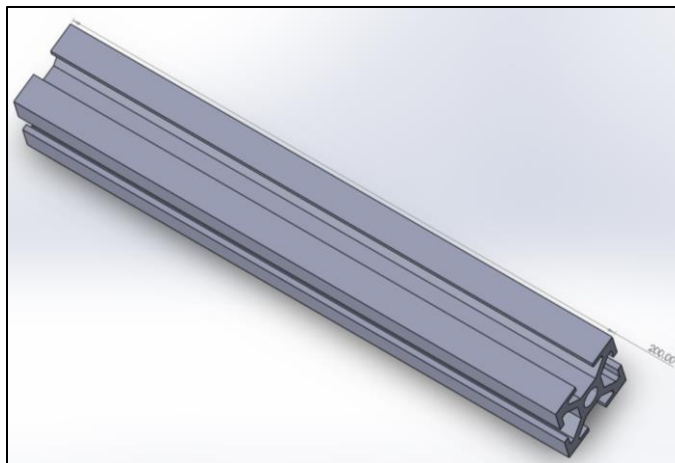


Figura 15. Perfil de aluminio 6061 Bosch 30x30 T-slot
Fuente: Elaboración propia

En la unión de ambos perfiles de aluminio se usó la siguiente pieza, que se encarga de generar el giro del exoesqueleto con relación a la rodilla. Estas piezas cuentan con una circunferencia en base al diámetro de giro de una rodilla, y una circunferencia interior para conectar mediante un tornillo M12, con la misma pieza en sentido inverso. Esto permitirá que se forma una estructura entre dos perfiles de aluminio. También cuenta con un soporte que se acoplará al perfil de aluminio de 85mm. Como se observa en la figura 16.

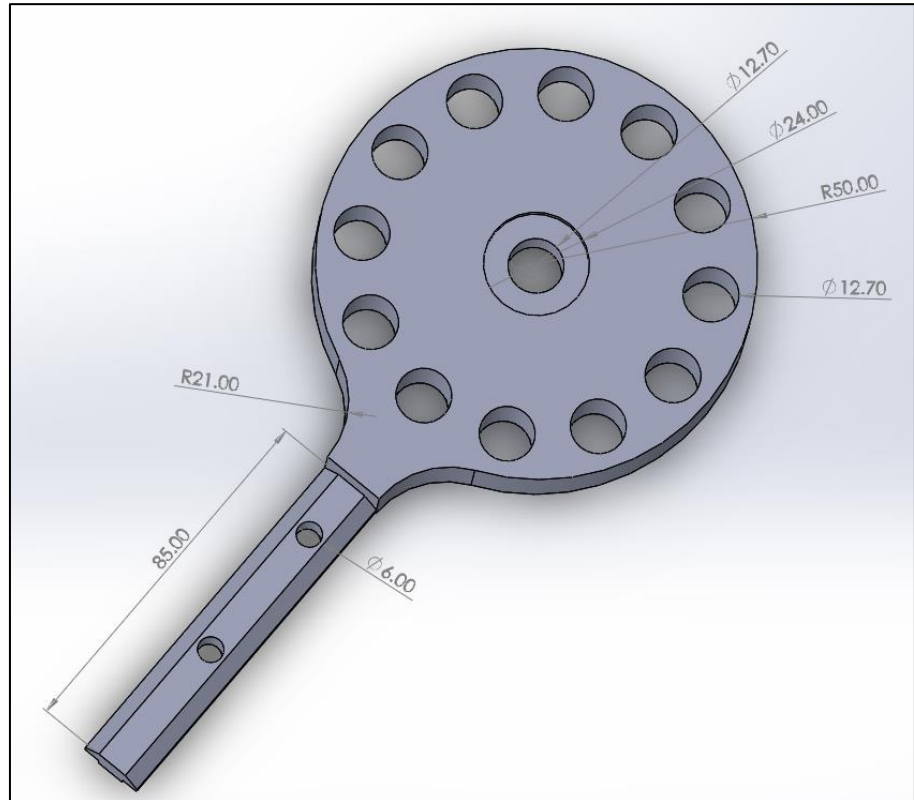


Figura 16. Pieza para giro del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

Los tornillos que se usaron contaron con una cabeza hexagonal, que permite el ajuste correcto. La medida de la cabeza hexagonal está en 19 mm, de cara a cara como se observa en la figura 17.

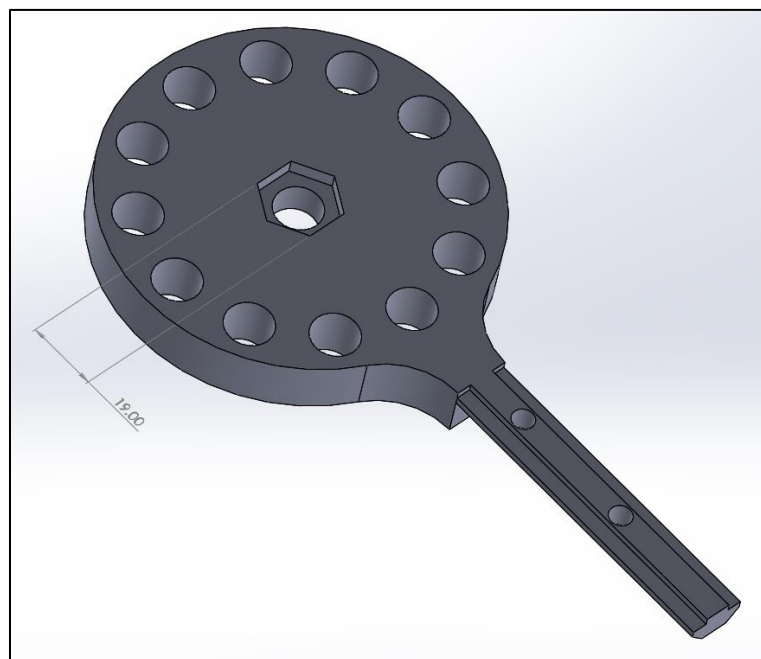


Figura 17. Pieza de giro del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

Asimismo, al ser una pieza crítica, donde se soporta todo el peso, al igual que el perfil aluminio ya diseñado y calculado. Para poder comprobar el diseño de la pieza que genera el giro en el exoesqueleto se realizó un diagrama de Von Mises con el software SolidWorks, para hallar las máximas y mínimas tensiones, como se observa en la figura 18, en la que se observa que el diseño tiene su máxima tensión en $3,046 \times 10^1 \text{ MPa}$, y la mínima tensión en $7,584 \times 10^{-5} \text{ MPa}$, concluyendo así la confiabilidad de la pieza al ser sometida a las cargas estudiadas, como el peso de la pierna, de la estructura tibial, y de los actuadores.

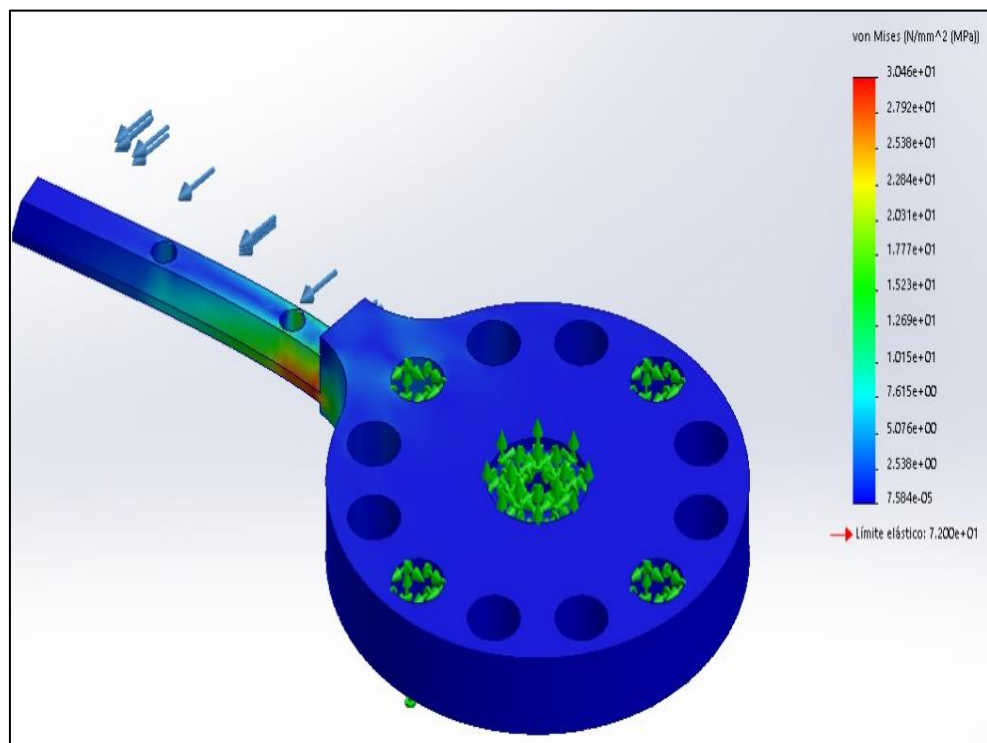


Figura 18. Von Mises de la pieza generadora de giro en el exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

De la misma manera se analizó las deformaciones de la pieza cuando se encuentran en sus tensiones máximas, de manera que se obtuvo, el siguiente análisis de deformaciones en la figura 19, en esta, se puede observar la deformación máxima de 2,838 mm cuando se aplique la mayor carga de tensión sobre la pieza, lo que genera el movimiento de la pieza en la zona que tiene aplicada la fuerza, que en el diseño real equivale a la que genera el perfil de aluminio sobre esta.

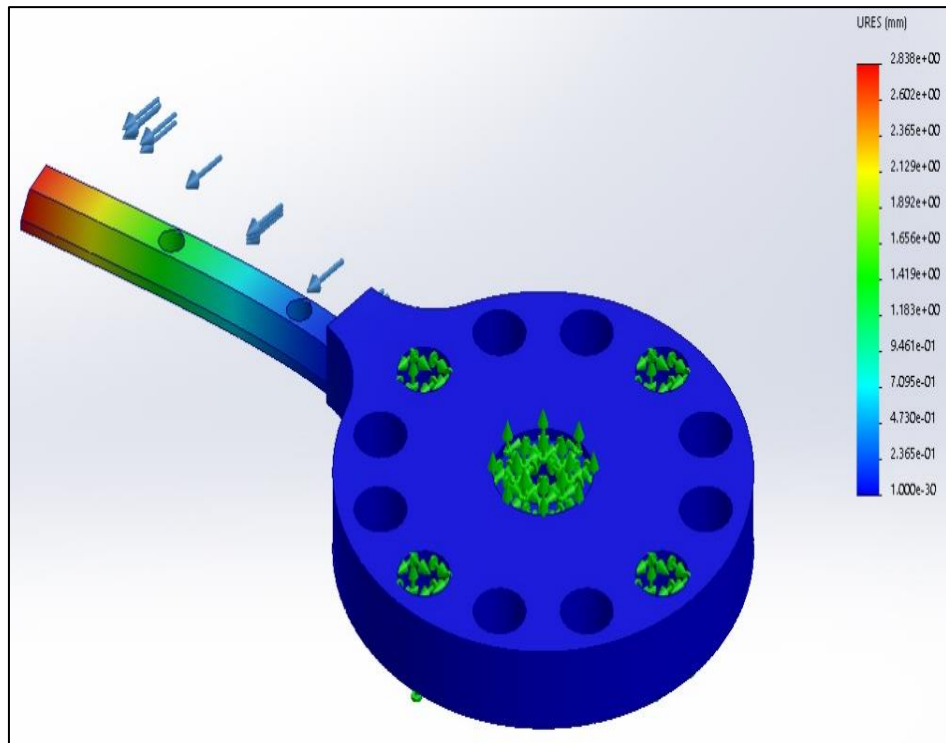


Figura 19. URES de la pieza generadora de giro en el exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

Con el análisis por computadora de la pieza, se logró obtener un factor de seguridad brindado por el SolidWorks SimulationXpress, el cuál debe ser mayor a 1 para garantizar un buen diseño. Como se observa en la figura 20, la región de azul representa un factor de seguridad mayor a 1, y rojo menor a 1, sin embargo, se logra ver, la pieza completamente azul, ya que el software indica que el FDS se encuentra en 2,364, concluyendo así un buen diseño.

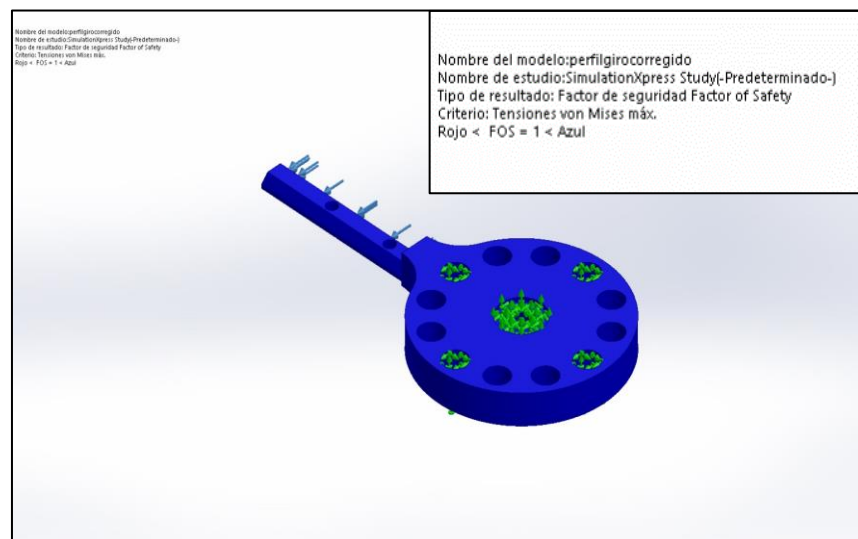


Figura 20. Factor de seguridad de la pieza de giro del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

Luego se modeló por software CAD los ajustes que se acoplan al perfil de aluminio para así tener un movimiento a lo largo del eje del perfil de aluminio, y además un movimiento de altura con respecto al perfil, para colocar de manera correcta y precisa, los actuadores, lo que nos permite cumplir con los objetivos de la tesis, estos tienen una medida de 50 mm de largo por 30 mm de ancho, con una altura de 90 mm, además de agujeros para colocar tornillos M6, con varillas de aluminio que ayudarán a contactar la pieza con otras. Esta pieza cuenta con las medidas interiores de la sección transversal del perfil de aluminio. La pieza que une finalmente al perfil con lo demás, como se observa en la figura 21.

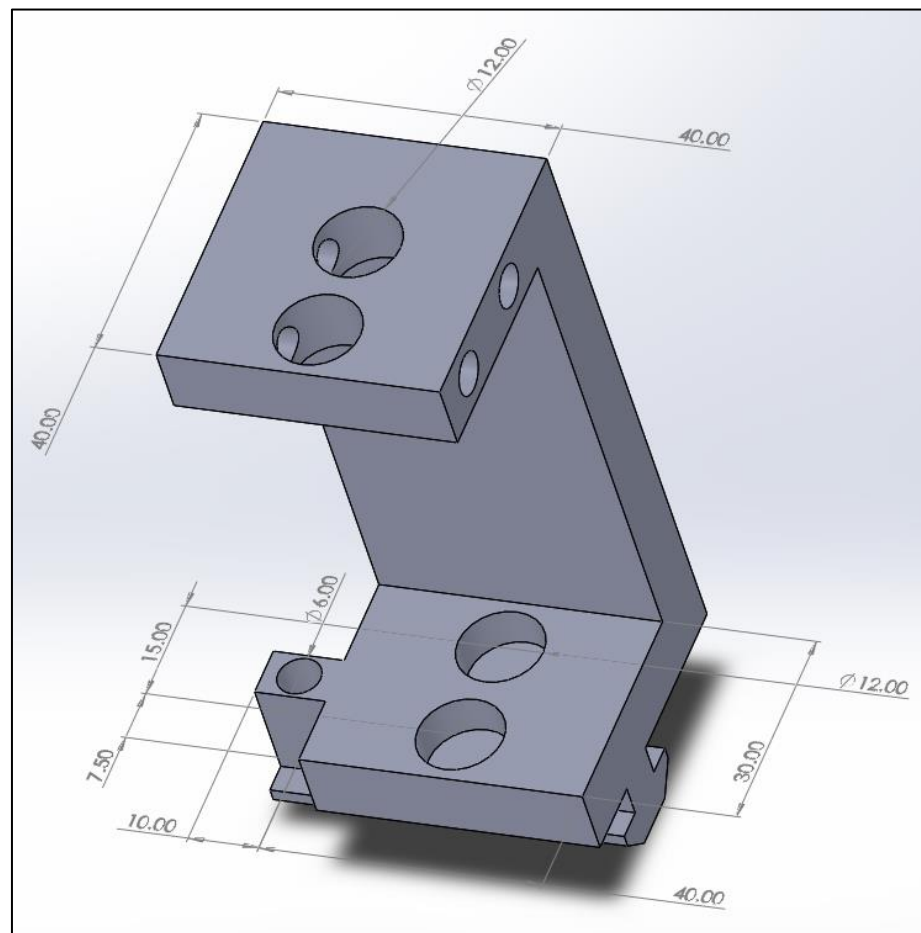


Figura 21. Pieza de unión con el perfil de aluminio
Fuente: Elaboración propia

En la figura 22, observamos la pieza desde una vista lateral, donde se muestra las medidas que encajan con el perfil de aluminio para su correcto ajuste, y por consiguiente formar un ajuste sobre el perfil de acuerdo a la zona de acción.

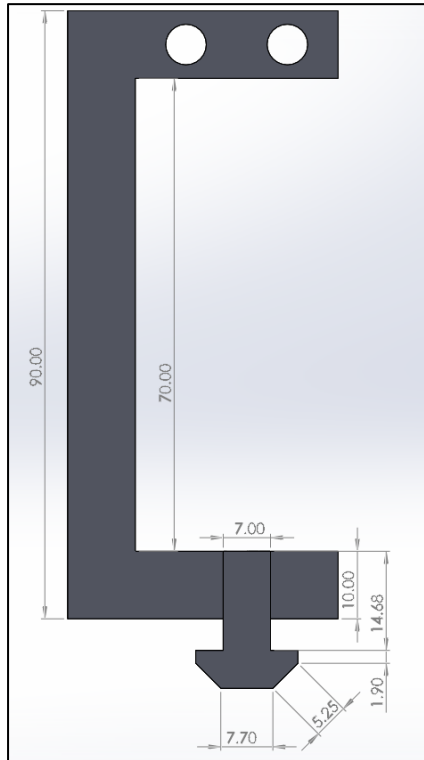


Figura 22. Pieza para ajuste de altura en el exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

Para generar la altura en la circunferencia de la pierna, como se determinó en las dimensiones, se generó una pieza coincidente con la de la figura 21 y 22 que, a través de varillas, da la posibilidad de ajustar una altura, y de la misma manera, ajustar el ancho. Esta pieza tendrá dimensiones de largo y ancho de 70 mm por 28,5 mm. Y cuenta con cavidades para encajar tornillos M6 y M12. Como se observa en la figura 23 y 24.

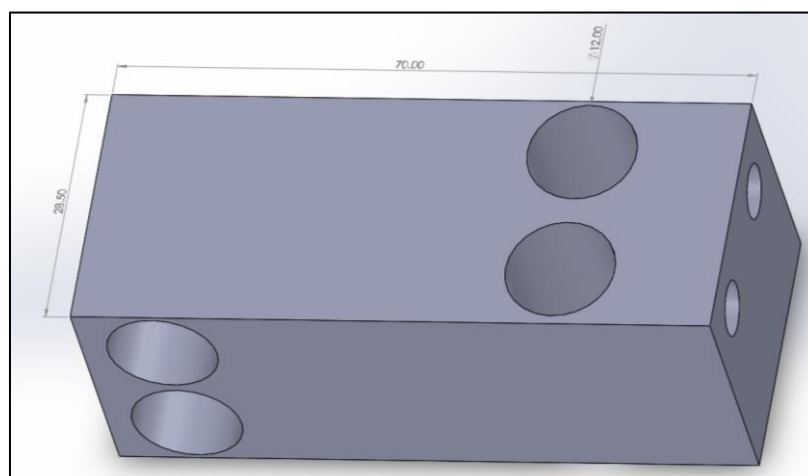


Figura 23. Mecanismo de ajuste de altura
Fuente: Elaboración propia

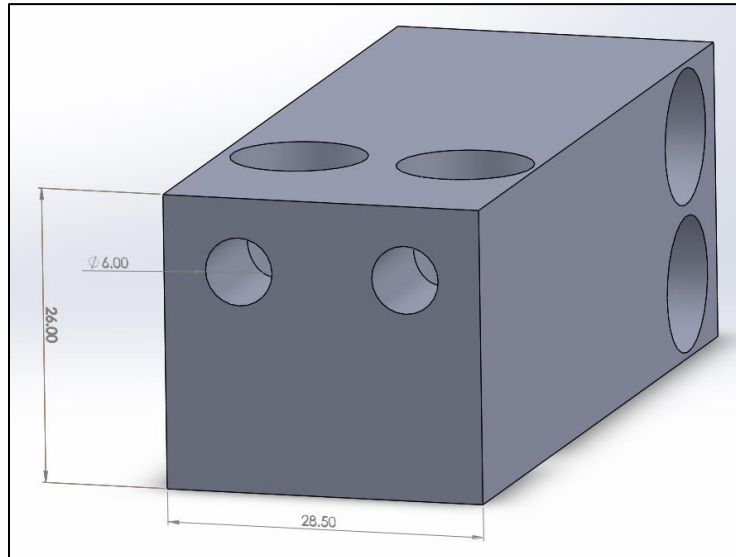


Figura 24. Mecanismo de ajuste de altura
Fuente: Elaboración propia

De la misma manera, la pieza de las figuras 23 y 24 se acoplará a la pieza que contendrá el actuador, para así, lograr una posición determinada de acuerdo con la pierna del paciente indistintamente del lugar donde se necesite tener el actuador, ya que se generará un movimiento en los ejes XYZ, respecto al perfil. Esta pieza contendrá medidas en base al actuador a usar, comprendiendo una medida de 50 mm por 54 mm. El movimiento generado para el actuador se dará por la pieza de las figuras 25 y 26.

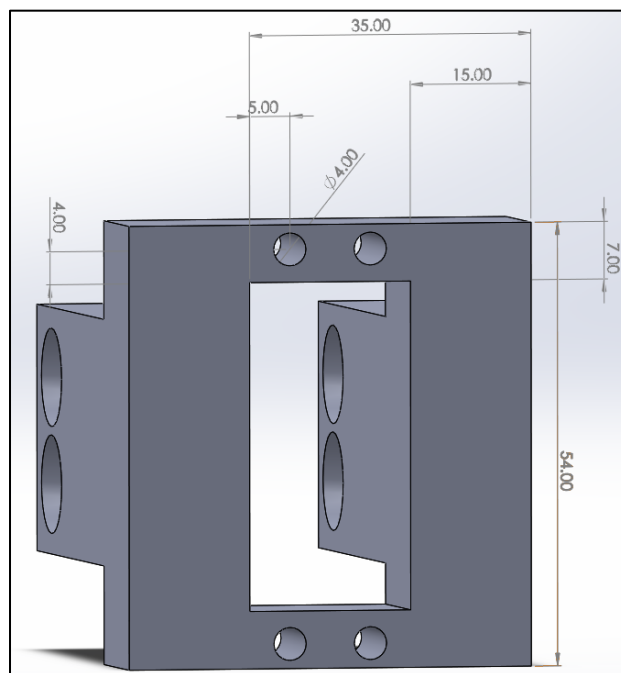


Figura 25. Soporte para actuador
Fuente: Elaboración propia

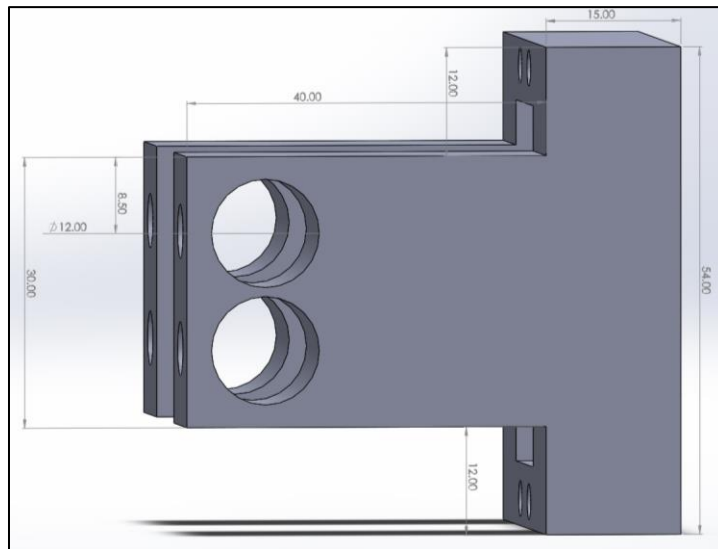


Figura 26. Soporte para actuador
Fuente: Elaboración propia

Además, la pieza al contener un actuador ejerciendo presión sobre la misma, fue necesario realizar un análisis, para poder comprobar el diseño de la pieza que sujeta el actuador de los tendones rotulianos y del cuádriceps. Para esto se realizó un diagrama de Von Mises con el software SolidWorks, para hallar las máximas y mínimas tensiones, como se observa en la figura 27, en la que se observa que el diseño tiene su máxima tensión en $5,581 \times 10^6 \text{ MPa}$, y la mínima tensión en $5,223 \text{ MPa}$, concluyendo así la confiabilidad de la pieza al ser sometida a las cargas estudiadas, como el peso de la pierna, de la estructura tibial, y de los actuadores.

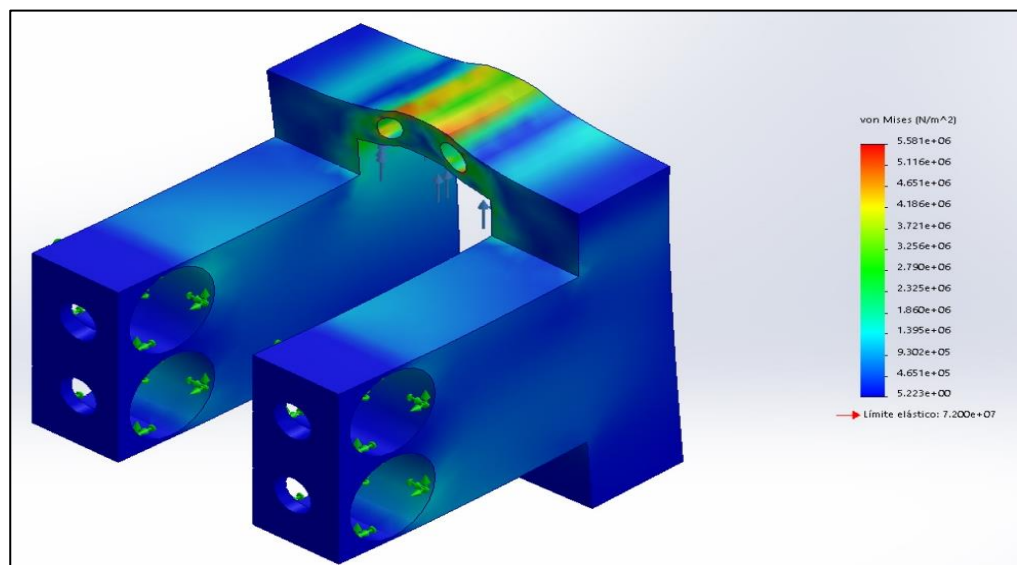


Figura 27. Análisis de Von mises a sujetador de actuador
Fuente: Elaboración propia

De la misma manera se analizó las deformaciones de la pieza cuando se encuentren en sus tensiones máximas, de manera que se obtuvo, el siguiente análisis de deformaciones en la figura 28, en esta, se puede observar la deformación máxima de 5,096 mm cuando se aplique la mayor carga de tensión sobre la pieza.

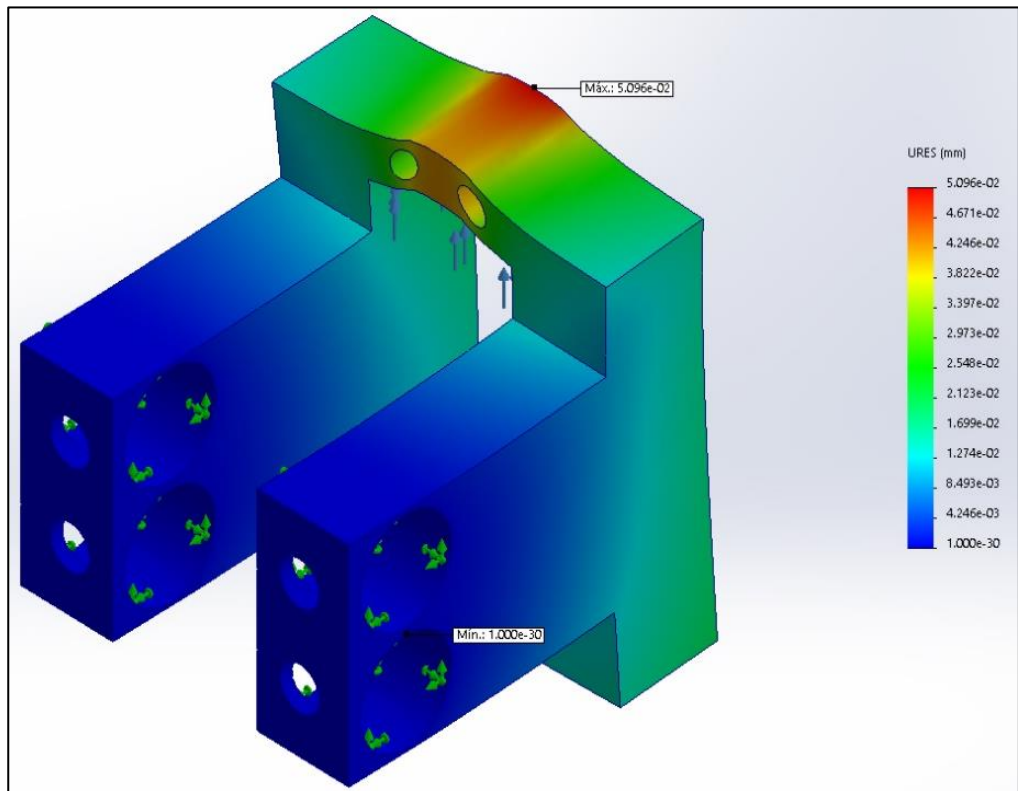


Figura 28. URES de la pieza generadora de giro en el exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

Con el análisis por computadora de la pieza, se logró obtener un factor de seguridad brindado por el Solidworks SimulationXpress, el cuál debe ser mayor a 1 para garantizar un buen diseño. Como se observa en la figura 29, la región de azul representa un factor de seguridad mayor a 1, y rojo menor a 1, sin embargo, se logra ver, la pieza completamente azul, ya que el software indica que el FDS se encuentra en 12,9, concluyendo así un factor de seguridad bastante alto, ya que está referido a una pieza que constantemente recibe una reacción por la fuerza que generara el actuador sobre la pierna.

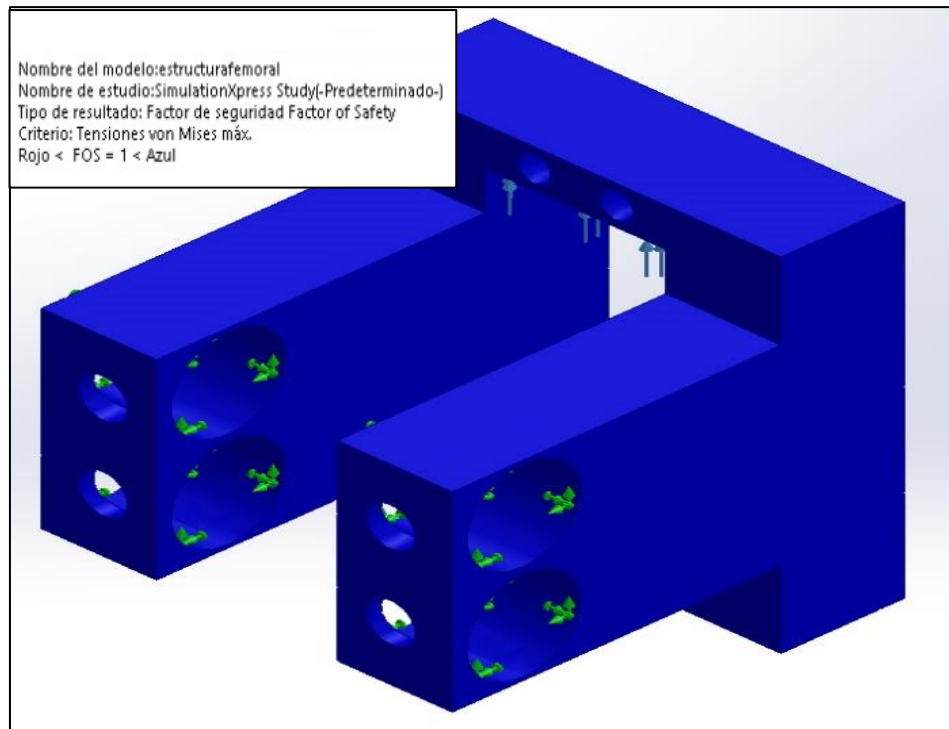


Figura 29. Factor de seguridad de la pieza
Fuente: Elaboración propia

Para poder acoplar los actuadores laterales se diseñó la siguiente pieza que permitía ajustar de acuerdo con distintas ocasiones, ya que tiene la capacidad de moverse en un eje. Esta pieza cuenta con un extremo que se ajusta al actuador de 70 mm, para poder llegar fácilmente al ligamento colateral de la rodilla por un lado y al musculo sartorio por el otro lado. Como se observa en la figura 30.

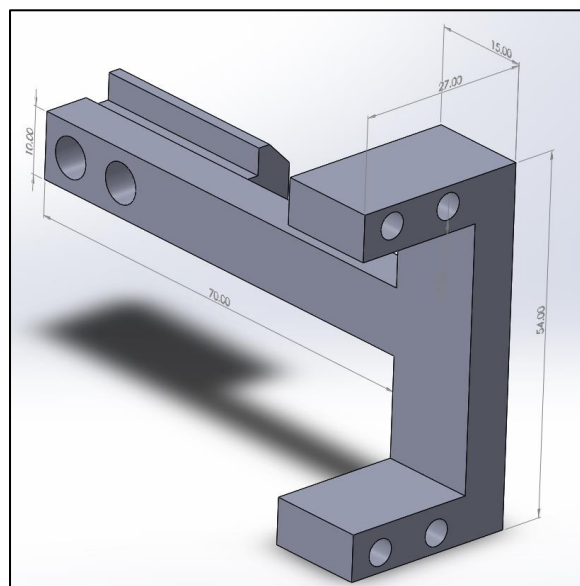


Figura 30. Soporte de actuadores laterales
Fuente: Elaboración Propia

Esta pieza al estar sometida a una fuerza a causa del actuador que sujetará también será analizada, obteniendo en primer plano el diagrama de Von Mises con el software SolidWorks, como se ve en la figura 31, dónde se observa una tensión máxima de $5,966 \times 10^7 \text{ MPa}$ y una mínima de $1,883 \times 10^{-7} \text{ MPa}$.

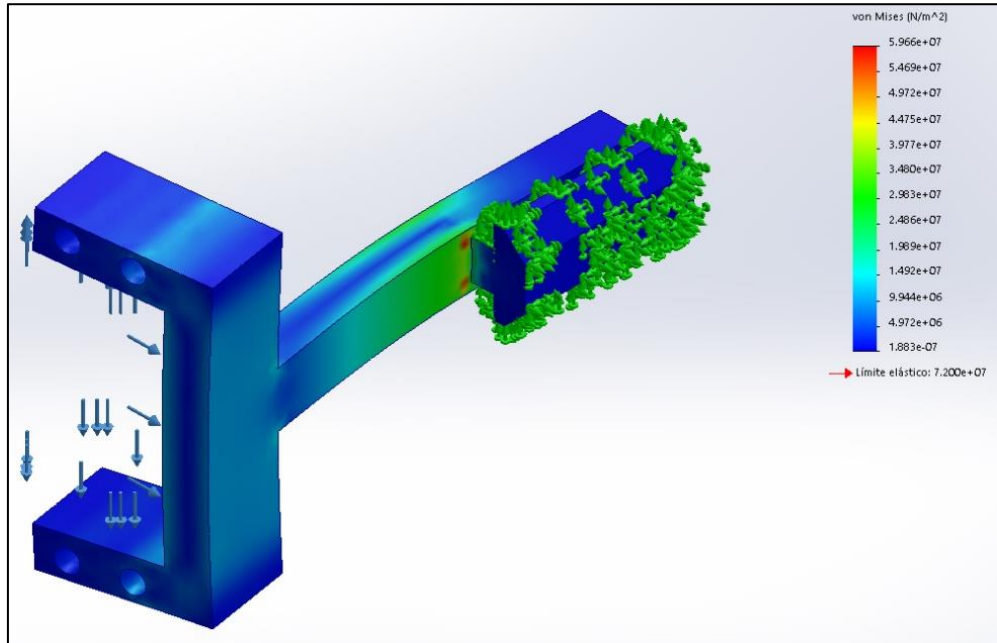


Figura 31. Análisis de Von Mises de la pieza de la figura 30
Fuente: Elaboración propia

También se analiza la deformación que se forma en la pieza, como se observa en la figura 32, dónde el máximo desplazamiento y deformación que tiene la pieza ocasionado por la presión del actuador es de 3,837 mm.

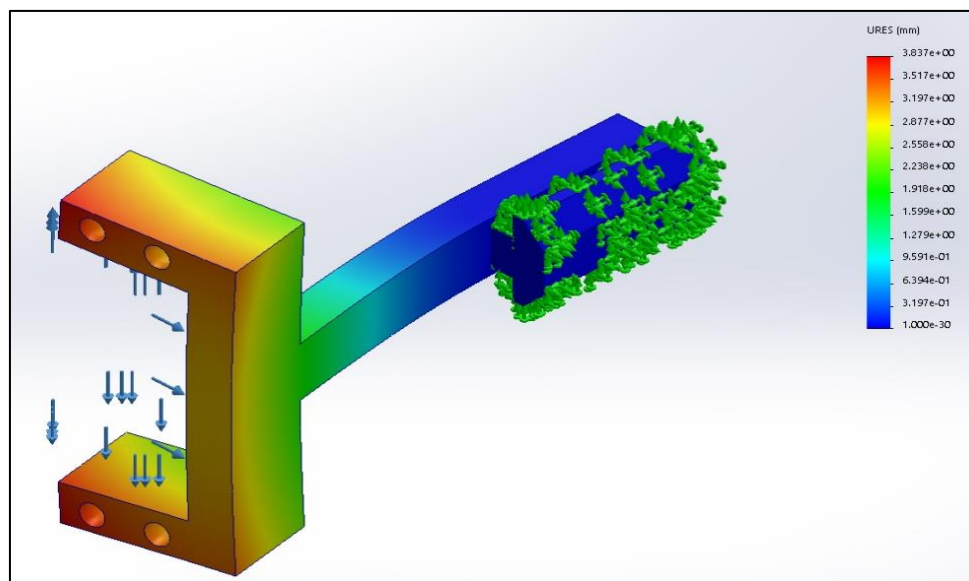


Figura 32. URES de la pieza de la figura 30
Fuente: Elaboración propia

Con el análisis por computadora de la pieza, se logró obtener un factor de seguridad brindado por el Solidworks SimulationXpress, el cuál debe ser mayor a 1 para garantizar un buen diseño. Como se observa en la figura 33, la región de azul representa un factor de seguridad mayor a 1, y rojo menor a 1, sin embargo, se logra ver, la pieza completamente azul, ya que el software indica que el FDS se encuentra en 1,2, concluyendo así un buen diseño.

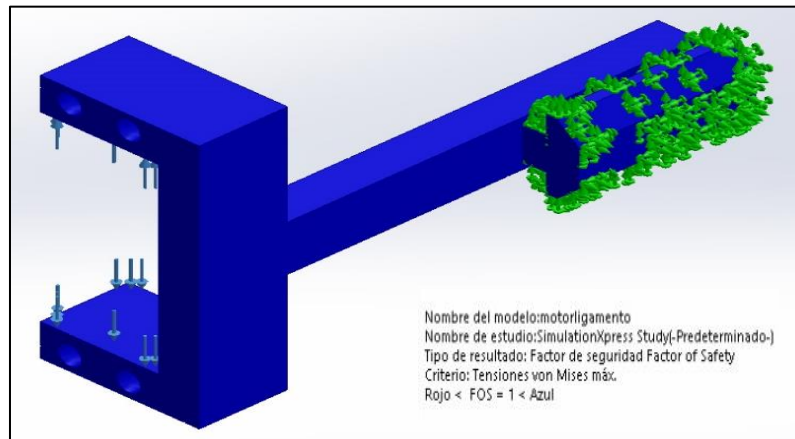


Figura 33. Factor de Seguridad de la pieza de la figura 30
Fuente: Elaboración propia

Se realizo un case para incluir la parte electrónica, dónde se encuentra alojada la fuente y el controlador. Este cumplió con las dimensiones de la fuente y de la placa PCB, manteniendo así unas dimensiones de 105 mm x 135 mm de base, con una altura de 110 mm. Así como se observa en la figura 34 y 35.

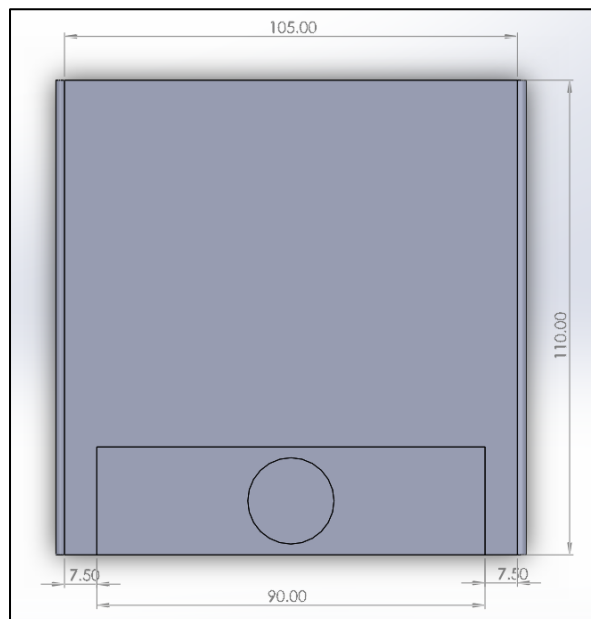


Figura 34. Case para fuente de alimentación y controlador
Fuente: Elaboración propia

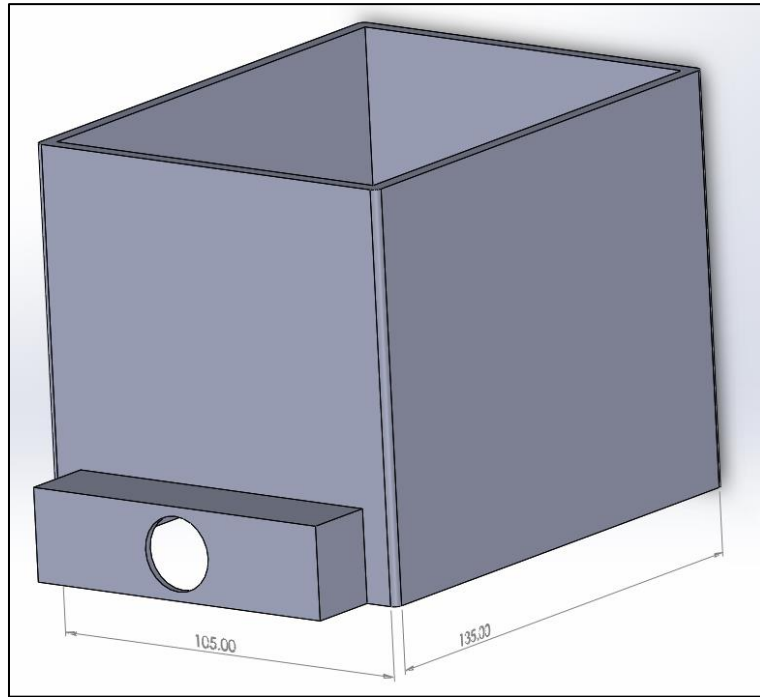


Figura 35. Case para fuente de alimentación y controlador
Fuente: Elaboración propia

Y para poder cubrir el controlador dentro del case, se diseñó una tapa, para así poder cubrirlo y a la vez acceder fácilmente al controlador. Con medidas similares al case en ancho y largo, para así poder conectar ambos. Así como se observa en la figura 36.

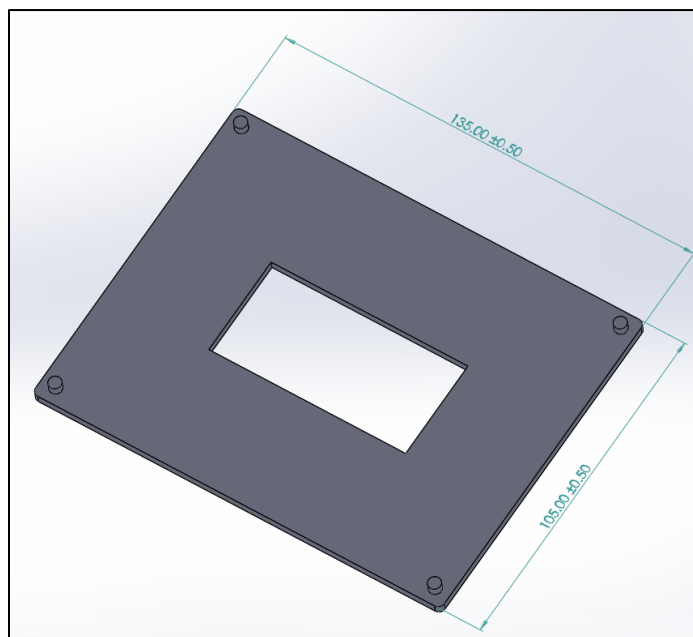


Figura 36. Cubrimiento del case con agujero para LCD 16x4
Fuente: elaboración propia

Finalmente, la inserción de dos piezas capaces de realizar el movimiento de frotación sobre la rodilla del paciente, primero se tiene una pieza diseñada especialmente para la frotación de los tendones como se observa en la figura 37 y 38, dónde la principal función de esta pieza es la de colocarse sobre el actuador que irá posicionado por encima del tendón rotuliano y el tendón del cuádriceps.

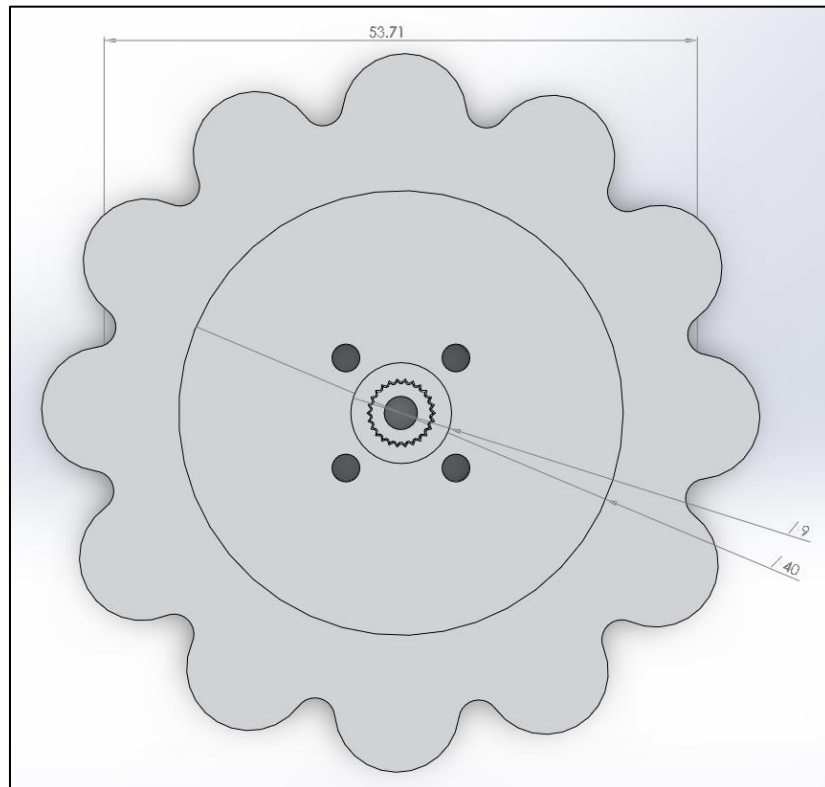


Figura 37. Mecanismo de frotamiento para tendones
Fuente: elaboración propia

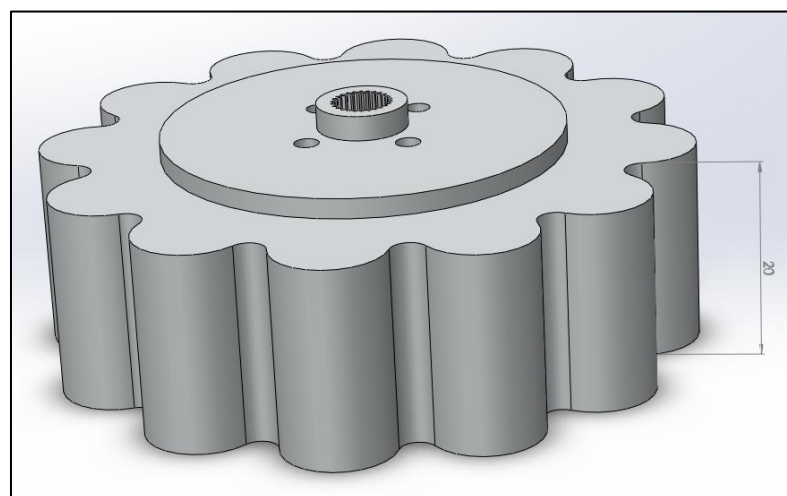


Figura 38. Mecanismo de frotamiento para tendones
Fuente: elaboración propia

La segunda pieza, contiene la misma forma, con la diferencia que esta es para el frotamiento en los ligamentos colaterales y musculo sartorio, que no contienen tanto espacio para movimiento, por lo que se realiza un corte a la pieza, para que pueda encajar. La pieza girará entre -10 y 10 grados. Observe en la figura 39 y 40.

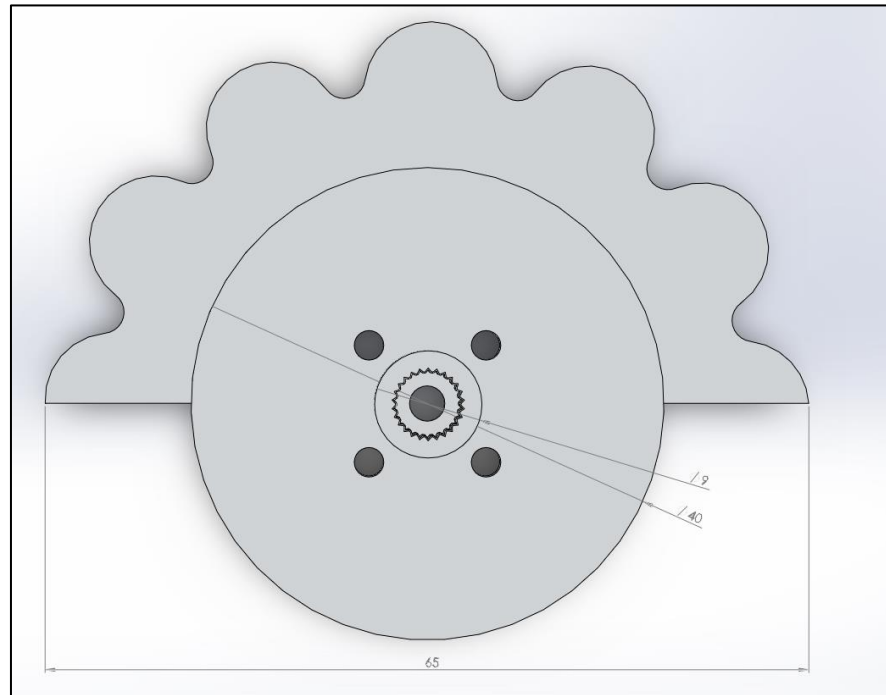


Figura 39. Mecanismo de frotamiento para ligamentos
Fuente: Elaboración propia

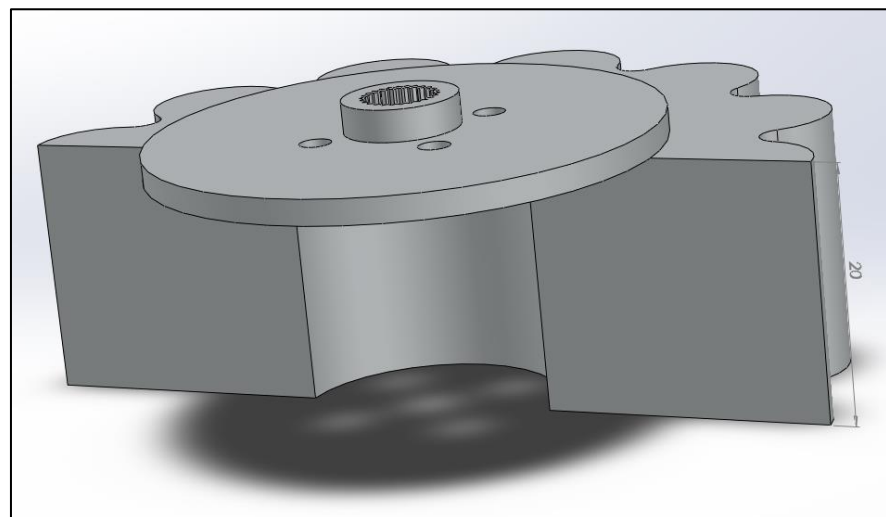


Figura 40. Mecanismo de frotamiento para ligamentos
Fuente: Elaboración propia

Finalizando se diseñó un mecanismo que me permitiera por medio de un potenciómetro calcular el ángulo de trabajo del exoesqueleto las dos piezas se muestran en la figura 41 y 42.

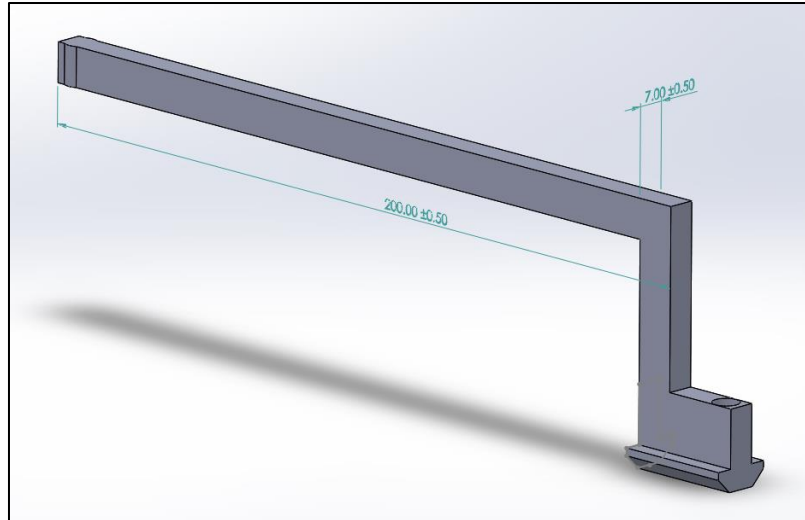


Figura 41. Accionamiento perpendicular para giro de sensor de retroalimentación
Fuente: Elaboración propia

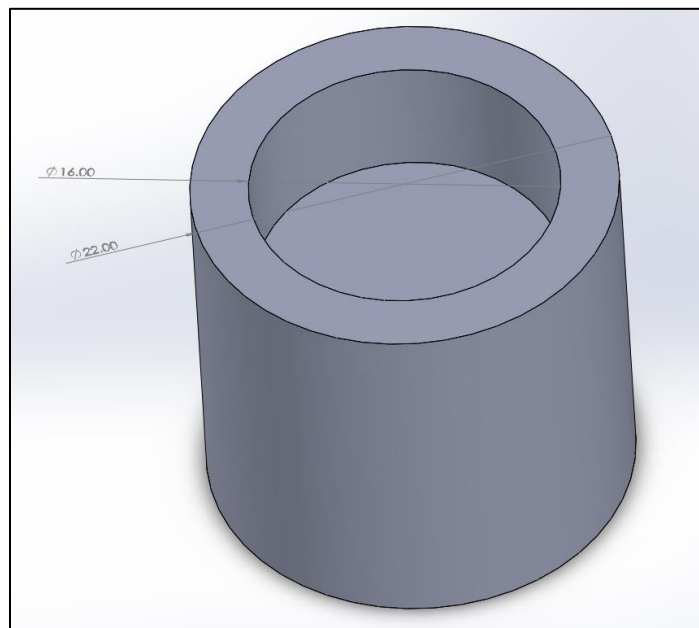


Figura 42. Ajuste para potenciómetro en tornillo M12
Fuente: elaboración propia

La pieza sujetadora del sensor de retroalimentación está sujeta a una fuerza ejercida por sostener el potenciómetro a girar, para este caso se realiza un análisis con diagrama de Von Mises con el software SolidWorks, que nos

permitió reconocer sus máximas tensiones como elemento, como se puede observar en la figura 43.

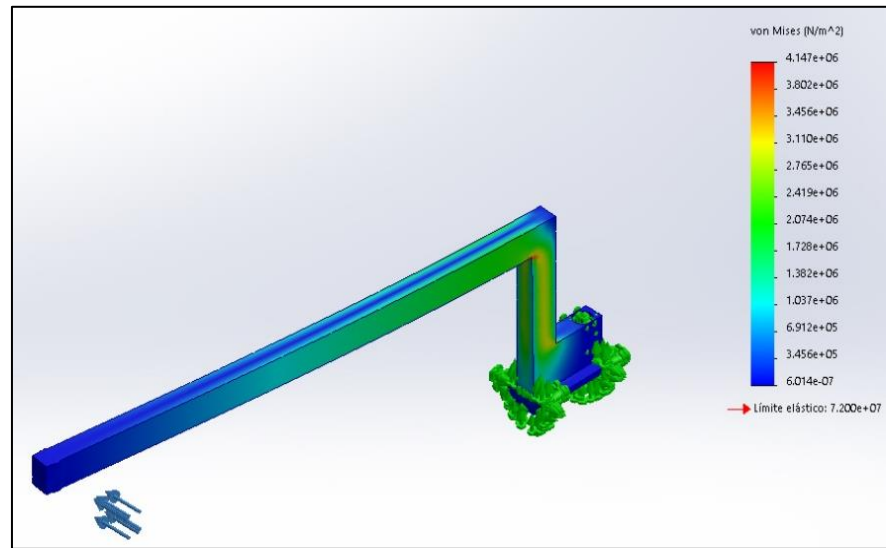


Figura 43. Diagrama de Von Mises de la pieza de la figura 41
Fuente: elaboración propia

En la figura 43 se observó una máxima tensión de $4,147 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ y un mínimo de $6,014 \times 10^{-7} \text{ N/m}^2$. Determinando un correcto funcionamiento de la pieza, debido a que soportará de manera suficiente las tensiones generadas en la misma.

De igual manera también se realizó un análisis de los desplazamientos que se generan por las tensiones y fuerzas externas aplicadas sobre la pieza, así como se puede observar en la figura 44.

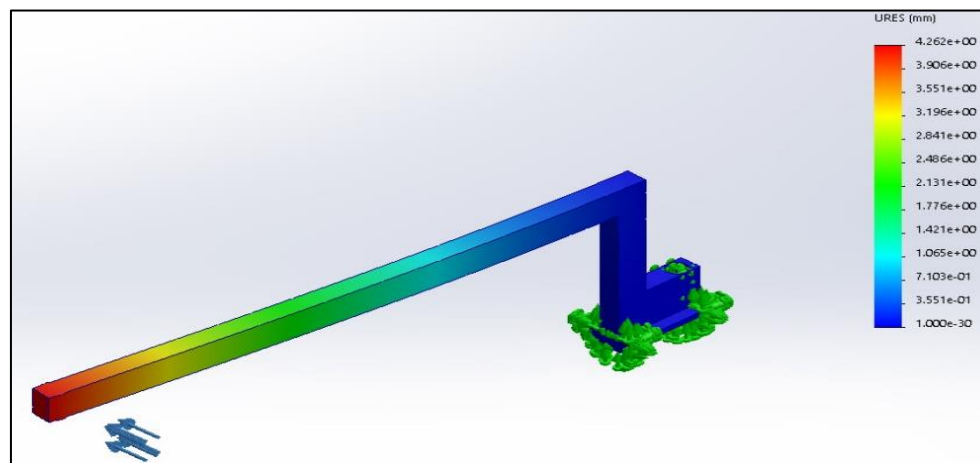


Figura 44. URES de pieza encargada de sujetar sensor de retroalimentación
Fuente: elaboración propia

En la figura 44, se observó nuestra máxima deformación de 4,262mm, dato que es brindado por el análisis por computadora del SolidWorks SimulationXpress. Una última comprobación que se realiza a la pieza es la de observar su factor de seguridad, como se observa en la figura 45.

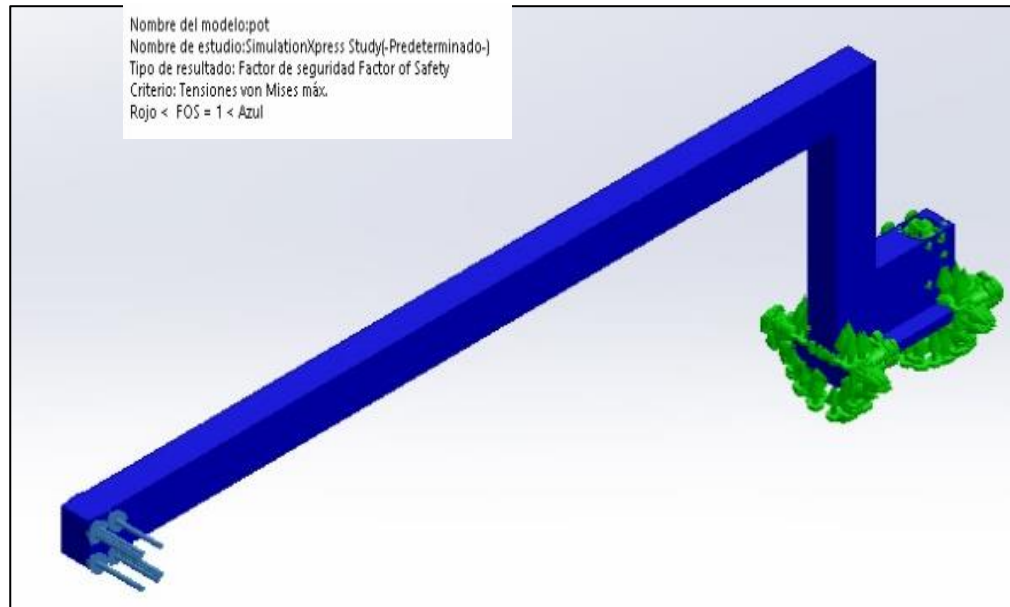


Figura 45. Factor de seguridad de la pieza sujetadora del sensor de retroalimentación
Fuente: elaboración propia

El estudio de la figura 45, indico que se obtiene un factor de seguridad de 17,3614, donde en la figura la parte azul significa tener Factor de seguridad mayor a 1, y rojo menor a 1.

La unión de las piezas modeladas por CAD nos lleva a tener la estructura del exoesqueleto completa, como se observa en las figuras 46, 47, 48 y 49. Donde se puede ver, las dimensiones más importantes del desplazamiento de piezas dentro del exoesqueleto. Esto conlleva a ver el perfil como un plano, donde vertical y horizontalmente contienen una dimensión medible que nos ayuda a conocer los límites del exoesqueleto. También las figuras mencionadas, dan una representación en el espacio del exoesqueleto y sus dimensiones mecánicas.

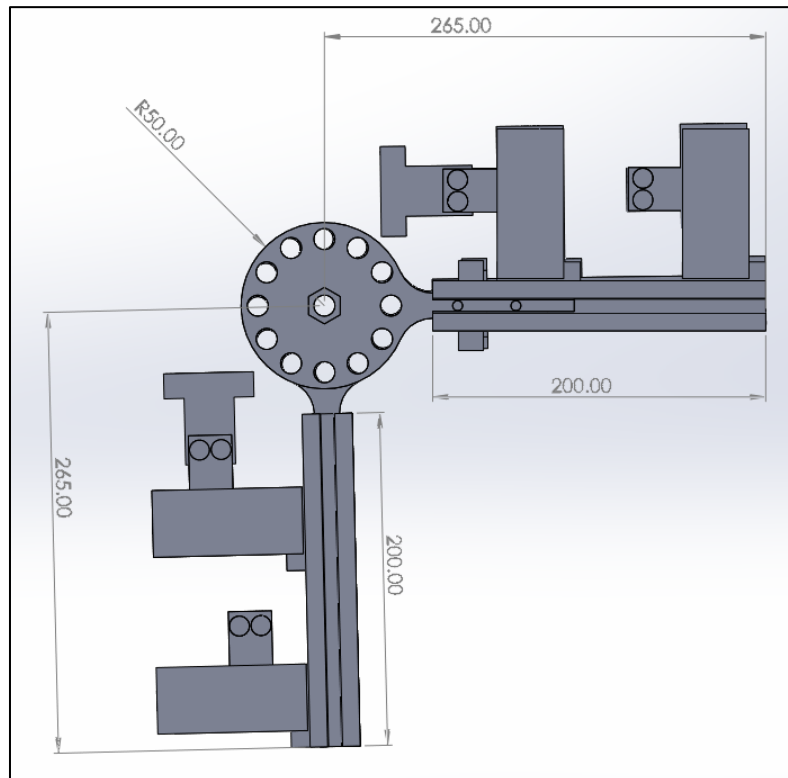


Figura 46. Vista lateral del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

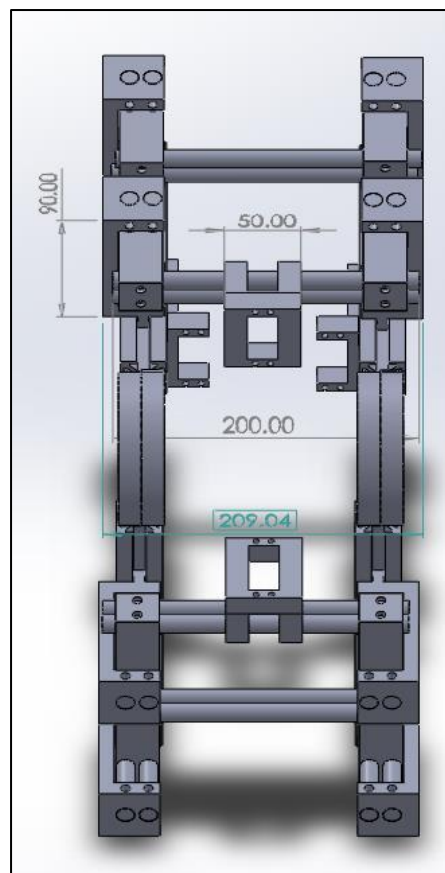


Figura 47. Vista superior inclinada 45° del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

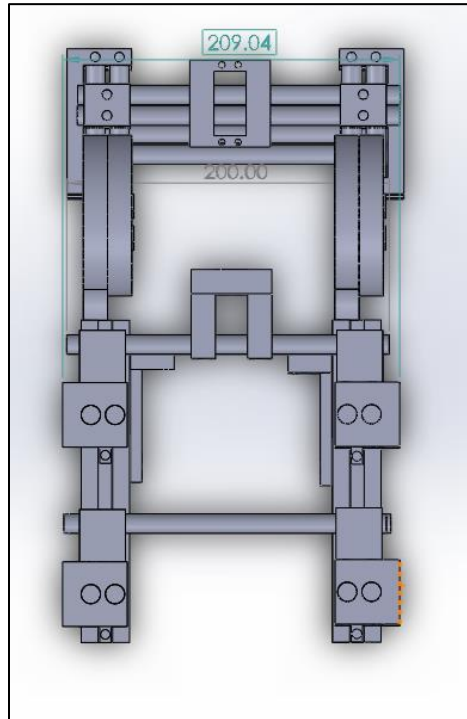


Figura 48. Vista superior del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

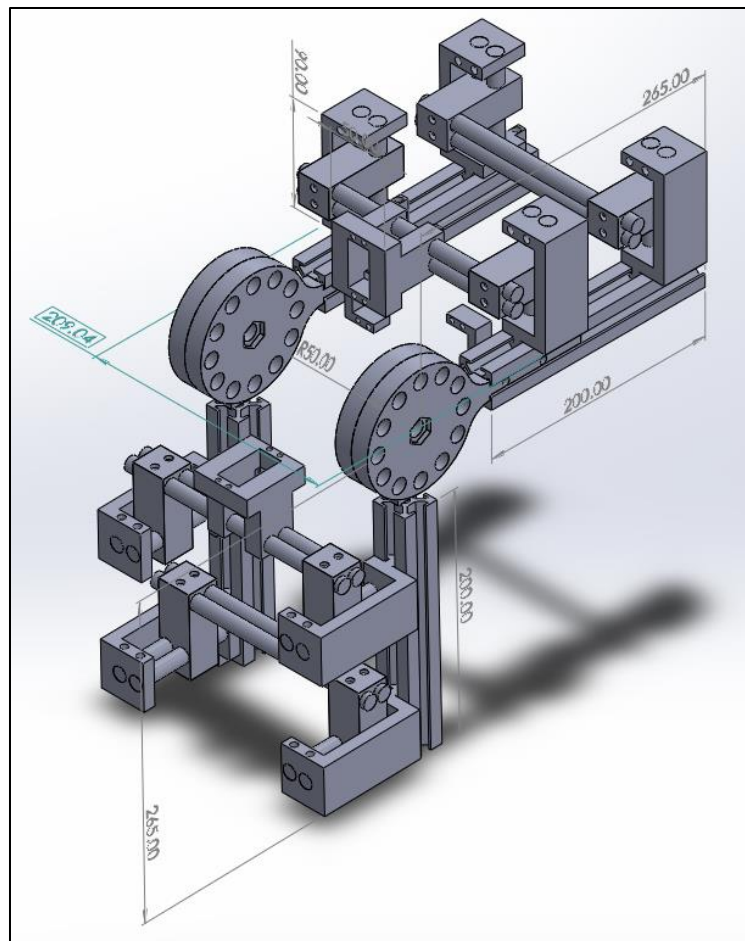


Figura 49. Vista completa del exoesqueleto ensamblado
Fuente: Elaboración propia

El exoesqueleto ensamblado cuenta con la capacidad de ajustarse a cualquier pierna que se encuentre dentro de los límites que se indican en las condiciones iniciales, e integrado se convierte en una estructura mecánica rígida y liviana, además de cumplir con el objetivo específico, dedicado a la mecánica donde se busca un ajuste mecánico que cumpla con adecuarse a cualquier pierna y poder flexionarla y reajustarse al ángulo en el que esté la pierna.

3.3.Diseño electrónico

El diseño electrónico se divide en 3 etapas:

- Especificaciones: Dónde se definen las condiciones electrónicas que se debe tener en las distintos componentes, y las exigencias que sobre este se aplican.
- Elección del componente: La elección de los componentes que formarán parte del exoesqueleto.
- Esquema electrónico: Diagrama de conexión.

3.3.1.Especificaciones

El diseño electrónico está conformado por todos los componentes de control y transmisión de datos entre dispositivos. Para cumplir con los objetivos de la tesis y con las condiciones iniciales, se determinó que el microcontrolador tendrá una velocidad de transmisión de datos de 10 Mhz, para así poder controlar de manera correcta los actuadores con modulación de ancho de pulso. Asimismo, tener una rápida respuesta de los actuadores, con un torque en torno a los 10 Kg/cm.

3.3.2.Elección de componentes

a) Elección del microcontrolador

Para la elección del microcontrolador, se define usar una placa que nos permita cumplir con los propósitos necesarios para completar los objetivos

específicos y condiciones iniciales, y basándose en el hecho de prototipar el exoesqueleto a un bajo costo. En el desarrollo de prototipos de exoesqueletos se tiene presente como controladores y los encargados de realizar la gestión de control a placas de desarrollo como Teensy 3.2, Arduino Nano o ESP 8266.

Para comparar los microcontroladores, se verán los detalles de cada una para poder elegir la que cumpla con las necesidades del prototipo.

A continuación, se revisarán las características específicas del microcontrolador Arduino Nano. Véase en la tabla 23.

Tabla 23. Tabla Especificaciones de Arduino Nano

Arduino Nano	
Microcontrolador	ATMega328 8 Bits
Voltaje de Operación (V)	5
Voltaje de Alimentación (V)	7-12
I/O Digitales	14
PWM	6
Entradas analógicas	8
Memoria Flash (KB)	32
EEPROM (KB)	1
Frecuencia de Trabajo (Mhz)	16
Dimensiones (cm)	4,5 x 1,8
Precio (s/.)	20

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestra el microcontrolador Arduino Nano. Véase en la figura 50.

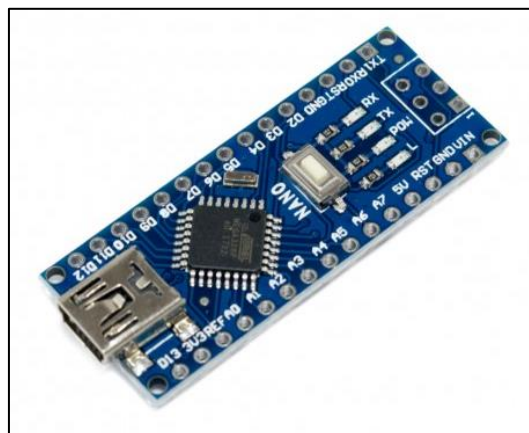


Figura 50. Arduino Nano

Fuente: https://naylampmechatronics.com/arduino-tarjetas/88-arduino-nano-ch340g.html?search_query=nano&results=14

A continuación, se revisarán las características específicas del microcontrolador Teensy. Véase en la tabla 24.

Tabla 24. Tabla especificaciones Teensy 3.2

Teensy 3.2	
Microcontrolador	ARM Cortex-M4 32 Bits
Voltaje de Operación (V)	3.3
Voltaje de Alimentación (V)	3.6-6
I/O Digitales	34
PWM	12
Entradas analógicas	21
Memoria Flash (KB)	256
EEPROM (KB)	2
Frecuencia de Trabajo (Mhz)	72
Dimensiones (cm)	3.5 x 1.8
Precio (s/.)	140

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestra el microcontrolador Teensy. Véase en la figura 51.



Figura 51. Teensy 3.2

Fuente: https://naylampmechatronics.com/arduino-tarjetas/319-teensy-32.html?search_query=teensy&results=9

A continuación, se revisarán las características específicas del microcontrolador ESP8266. Véase en la tabla 25.

Tabla 25. Tabla especificaciones ESP8266 12E

ESP8266 NodeMcu	
Microcontrolador	Tensilica Xtensa LX106
Voltaje de Operación (V)	3.3
Voltaje de Alimentación (V)	3.3-20
I/O Digitales	16
PWM	9
Entradas analógicas	1
Memoria Flash (MB)	4
EEPROM (KB)	4
Frecuencia de Trabajo (Mhz)	80
Dimensiones (cm)	5,8 x 3,1
Precio (s/.)	40

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestra el microcontrolador ESP8266. Véase en la figura 52.

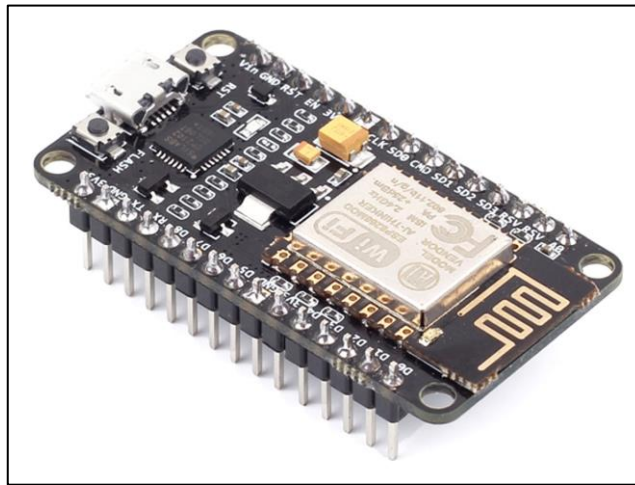


Figura 52. ESP8266

Fuente: <https://electronilab.co/tienda/nodemcu-board-de-desarrollo-con-esp8266-wifi-y-lua/>

Luego de conocer las características de cada microcontrolador juntaremos a los tres en una tabla, dónde se puede observar mejor las fortalezas y debilidades de cada uno, para así elegir el que se adecua correctamente a nuestras necesidades. Ver tabla.

Tabla 26. Tabla de comparación de microcontroladores

	Microcontrolador	Frecuencia de Trabajo (Mhz)	PWM	Voltaje de Alimentación (V)	Bluetooth
Arduino Nano	ATMega328 8 Bits	16	6	7-12	Complemento
Teensy 3.2	ARM Cortex-M4 32 Bits	72	12	3.6-6	Complemento
ESP8266 NodeMcu – ESP 12	Tensilica Xtensa LX6 32 Bits	80	9	3.3-20	Complemento

Fuente: Elaboración propia

En base a las necesidades del proyecto, se necesita un microcontrolador, de 8 bits en adelante, con una frecuencia de trabajo superior a los 10 Mhz, que pueda controlar 4 actuadores por señal PWM, y que se alimente con 5 V. En base a lo requerido por condiciones iniciales y los objetivos, logramos

determinar que el microcontrolador que más se adecuó a las especificaciones requeridas, es el ESP8266 NodeMcu.

b) Elección del módulo Bluetooth

Al querer integrar este proyecto con una aplicación móvil, requeriremos de un dispositivo bluetooth, que pueda contar con las necesidades de conectarse fácilmente a un celular, y poder transmitir caracteres básicos. Para ello se eligió el dispositivo Bluetooth HC-06, que es ampliamente usado en proyectos prototipo. Sus características son que tiene una banda conocida de 2.40 Ghz (ISM Band), un receptor de -85 dBm y se alimenta con 3.3 V hasta 6 V, operando con una corriente de 40 mA. Lo que nos da los requisitos necesarios para la aplicación. Se puede observar en la figura 53.

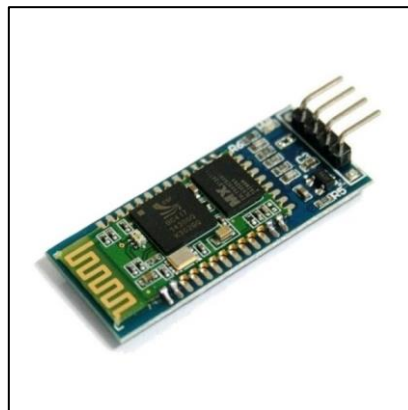


Figura 53. Bluetooth HC-06

Fuente: <https://www.electronicoscaldas.com/es/modulos-rf/482-modulo-bluetooth-hc-06.html>

c) Elección del LCD

Al solo ser necesario mostrar en una fila “Ángulo de trabajo” y en otra el ángulo (variante) que se genera al mover la pieza giratoria del exoesqueleto por lo cual se eligió el LCD 16 x 2 ya que cumple con lo necesario para mostrar los datos obtenidos. Sus características son que el ángulo de visión es amplio y de alto contraste, controlador integrado HD44780, se alimenta con 5 V, operando con un consumo de corriente máx. de 25 mA. Lo que nos da los requisitos necesarios para la aplicación, se puede observar en la figura 54.

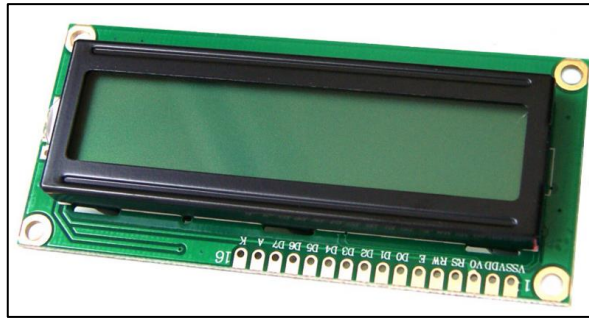


Figura 54. LCD 16x2

Fuente: <https://www.geekfactory.mx/tutoriales/tutoriales-arduino/pantalla-lcd-16x2-con-arduino/>

d) Elección del módulo I2C

Se escoge de acuerdo con el LCD anteriormente seleccionado y por ende el módulo I2C tiene que coincidir ya que esta ira soldado a los pines del LCD por los cuales alimenta la pantalla y muestra los datos requeridos. Sus características son que se ajusta el contraste por medio de un potenciómetro incorporado, contiene cuatro líneas de conexión con el microcontrolador y tiene un controlador integrado PCF8574. Lo que nos da los requisitos necesarios para la aplicación, se puede observar en la figura 55.

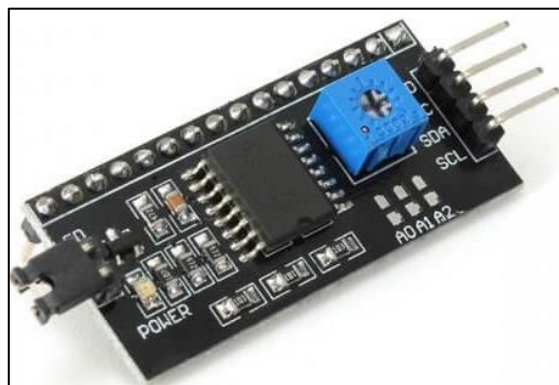


Figura 55. Módulo I2C

Fuente: <http://www.geekfactory.mx/tutoriales/tutoriales-arduino/lcd-16x2-por-i2c/>

e) Elección del actuador

También se usaron actuadores, que se encargarán específicamente de realizar movimientos en 4 puntos determinados como se menciona anteriormente. Esto para poder aplicar la fisioterapia de manera correcta a toda la rodilla de la persona, cada punto contará con un actuador, que deberá

ser pequeño, de alto torque, debido a que se encontrará en constante fricción con los ligamentos a realizar terapia. Por cuestiones de diseño mecánico se tiene un espacio reducido para un actuador, por lo que se determina usar actuadores eléctricos. Dentro de este campo tenemos los servomotores, motores a pasos, motores de corriente continua, la elección de estos motores es debido a una cuestión económica, de accesibilidad y tamaño con respecto a actuadores neumáticos o hidráulicos, que, en base al marco teórico, no se suelen usar en exoesqueletos.

En base a anteriores proyectos realizados en exoesqueletos, se determina usar servomotores, debido a su capacidad de dar un alto torque y el funcionamiento óptimo de estos en esos proyectos.

Dentro del sector de servomotores tenemos 3 modelos que se ajustan a las necesidades del proyecto, estos pasaran a ser comparados.

A continuación, se revisarán las características específicas del servomotor JX-Servo DC6015. Véase en la tabla 27.

Tabla 27. Especificaciones JX-Servo DC6015

JX-Servo DC6015	
Ángulo de trabajo (°)	120
Voltaje de operación (V)	4.8 – 6.6
Torque (Kg-cm)	10.7
Zona muerta (us)	2
Corriente de operación: (mA)	2000
Corriente fuera de operación: (mA)	250
Peso (g)	73

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestra el servomotor JX-Servo DC6015. Véase en la figura 56.



Figura 56. JX Servo DC6015

Fuente: <https://img2.bgxcdn.com/thumb/view/oaupload/banggood/images/FE/F4/d27d16fc-f72f-4f35-882c-83c49c8b7a88.jpg>

A continuación, se revisarán las características específicas del servomotor MG995R. Véase en la tabla 28.

Tabla 28. Especificaciones del servo MG995

MG995	
Ángulo de trabajo (°)	180
Voltaje de operación (V)	3 – 7.2
Torque (Kg-cm)	9.4
Zona muerta (us)	1
Corriente de operación: (mA)	1200
Corriente fuera de operación: (mA)	170
Peso (g)	55

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestra el servomotor MG995R. Véase en la figura 57.



Figura 57. Servo MG995

Fuente: https://www.nextiafenix.com/wp-content/uploads/2016/03/MG995_2.jpg

A continuación, se revisarán las características específicas del servomotor AGF a62BHM. Véase en la tabla 29.

Tabla 29. Especificaciones del servo AGF a62BHM

AGF a62BHM	
Ángulo de trabajo (°)	180
Voltaje de operación (V)	4.8 – 8.4
Torque (Kg-cm)	11
Zona muerta (us)	2
Corriente de operación: (mA)	2200
Corriente fuera de operación: (mA)	300
Peso (g)	62

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestra el servomotor AGF a62BHM. Véase en la figura 58.



Figura 58. Servo AGF a62BHM

Fuente: https://gloimg.gbtcdn.com/soa/gb/pdm-product-pic/Electronic/2019/08/21/goods_thumb_220-v1/20190821152844_27694.jpg

A continuación, se hizo una comparación más detallada de los actuadores en la siguiente tabla 30.

Tabla 30. Comparación de los actuadores

	Zona muerta (us)	Voltaje de operación (V)	Peso (g)
JX-Servo DC6015	2	4.8 – 6.6	73
MG995	1	3 – 7.2	55
AGF a62BHM	2	4.8 – 8.4	62

Fuente: Elaboración propia

En base a los objetivos de la tesis se puede definir que se necesita un actuador de rápida respuesta con una banda muerta bastante corta, además de funcionar con 5V, para el acorde con los otros sistemas electrónicos. También se requiere un bajo peso en los actuadores, porque al ser 4 en funcionamiento el peso se elevará, por tanto, se determina que la mejor opción para cumplir con las condiciones se usa el servomotor MG995, que cumple con todas las especificaciones para realizar la tesis y sus objetivos.

3.3.3. Esquema electrónico

Para poder unir las piezas electrónicas, se realizó un diagrama que muestra las conexiones que se realizarán. Véase en la figura 59.

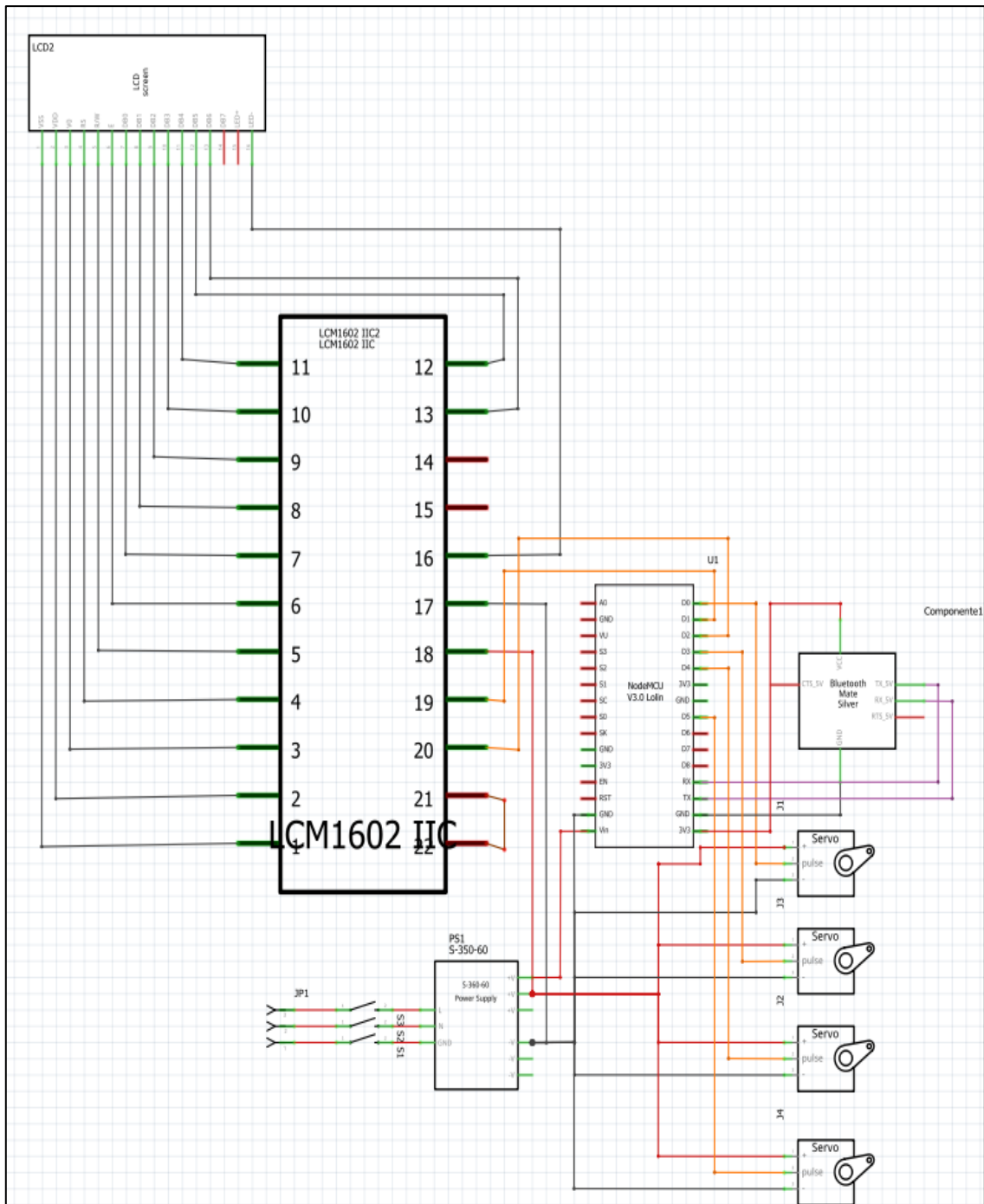


Figura 59. Esquema electrónico del exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

3.4. Diseño eléctrico

El diseño eléctrico cuenta de 3 partes:

- Especificaciones eléctricas: donde se menciona las necesidades del rubro eléctrico en el proyecto.

- Cálculo de la fuente de alimentación y sección de cable: Calculo y elección de los materiales para alimentar al proyecto.
- Esquema eléctrico: Modelado en software del funcionamiento eléctrico del proyecto.

3.4.1.Especificaciones eléctricas

El diseño eléctrico contará con la sección de cable, fuente de alimentación y la distribución de energía a los distintos componentes electrónicos necesitados. En primera instancia los cables deben soportar la corriente suministrada a los actuadores. En segunda instancia tener una fuente de alimentación adecuada para el funcionamiento de los actuadores y sistemas de control.

3.4.2.Cálculo de la fuente de alimentación y sección de cable

Para el cálculo, se deberá contar con la cantidad de corriente que atravesará el cable y el tamaño de la fuente a usarse.

En principio, se hallará la corriente total que consumirá nuestro sistema en base a las tablas de elementos electrónicos que se usarán, estos cuentan con el microcontrolador, el LCD y los actuadores.

$$\text{Microcontrolador}_{\text{consumo corriente}} = 0.5 A$$

$$\text{Servomotores}_{\text{consumocorriente}} = 1.2 A$$

$$\text{LCD}_{\text{consumocorriente}} = 0.025 A$$

Teniendo el consumo de corriente de los componentes electrónicos podremos estimar el consumo requerido en base a la cantidad de componentes que se tienen, se usó la ecuación 10.

$$\text{Consumo total de corriente} = 1 \text{ Microcontrolador} + 4 \text{ Servomotores} \dots (10)$$

$$\text{Consumo total de corriente} = 0.5 A + 0.025 A + 4 \times 1.2 A$$

$$\text{Consumo total de corriente} = 5.325 \text{ A}$$

En base a lo calculado anteriormente obtenemos que el consumo total de corriente es de 5.3 A. Como podemos observar en la tabla 31

Tabla 31. Amperaje total

	Consumo (A)	Cantidad	Total (A)
Microcontrolador	0.5	1	0.5
Servomotores	1.2	4	4.8
LCD 16 x 2	0.025	1	0.025
TOTAL			5.325

Fuente: Elaboración propia

Sin embargo, para agregar un factor de seguridad, se considera que utilizando 5.325A, la fuente de alimentación este al 65% cuando se encuentre a plena carga el prototipo, por lo que se realiza el siguiente ajuste.

$$5.325 \text{ A} \rightarrow 0,65$$

$$X \text{ A} \rightarrow 1$$

Lo que nos lleva a una regla de tres simple, con resultado X.

$$X = 8,192 \text{ A}$$

Concluyendo así que el consumo de energía con factor de seguridad es 8,192 A.

Sin embargo, en el mercado de fuentes de alimentación no se encuentran fuentes de 8,192 A y 5V, por lo que se escoge el mayor más cercano, que es una fuente de 5V y 10 A.

Teniendo el consumo total de corriente, se define la sección transversal del cable a usar para la conexión de dispositivos electrónicos.

Estos cables se definirán en base a la siguiente tabla 32.

Tabla 32. Amperaje que soporta un cable de cobre

Amperaje que soportan los cables de cobre					
Nivel de temperatura:	60°C	75°C	90°C	60°C	
Tipo de aislante:	TW	RHW, THW, THWN	THHN, XHHW-2, THWN-2	SPT	
Medida/Calibre del cable	Amperaje soportado			Medida/Calibre del cable	Amperaje soportado
14 AWG	15 A	15 A	15 A	20 AWG	2 A
12 AWG	20 A	20 A	20 A		
10 AWG	30 A	30 A	30 A	18 AWG	10 A
8 AWG	40 A	50 A	55 A		
6 AWG	55 A	65 A	75 A	16 AWG	13 A
4 AWG	70 A	85 A	95 A		
3 AWG	85 A	100 A	115 A	14 AWG	18 A
2 AWG	95 A	115 A	130 A		
1 AWG	110 A	130 A	145 A	12 AWG	25 A
1/0 AWG	125 A	150 A	170 A		

Fuente: <https://i.pining.com/originals/9e/a7/cb/9ea7cb9c00356c6fec120ff0c0427a8a.png>

De la tabla 32, podemos determinar en base a un cable SPT de cobre, el soporte de más de 8,15 A, con lo que se determina el uso de un cable de cobre de dimensiones 18 AWG.

En base a esto se determina el uso de una fuente de 5V y 10 A, con el uso de cables 18AWG STP para la implementación del prototipo.

3.4.3. Esquema eléctrico

El esquema eléctrico se basa en la conexión de todos los elementos electrónicos a una fuente de alimentación por un cable AWG18, para realizar esto, se usó Fritizing como plataforma de diseño de esquemas, para así representar el diagrama eléctrico del exoesqueleto.

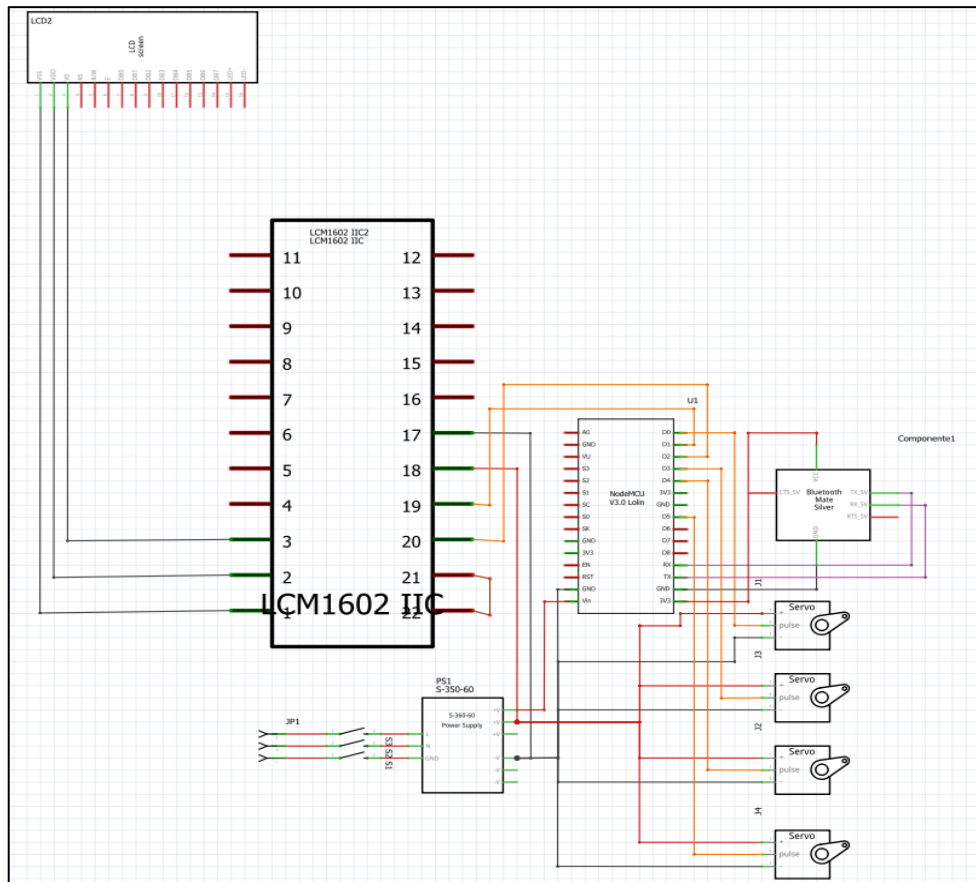


Figura 60. Diagrama eléctrico del exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

3.5. Diseño Software

El diseño de software contará de 2 partes:

- Especificaciones: donde se mostrarán los requerimientos de software para el proyecto.
- Programación: en este ámbito se mostrará la programación paso a paso, explicando el funcionamiento de este.

3.5.1. Especificaciones

Como especificaciones de software se tuvo que la codificación de la aplicación para control general del exoesqueleto debe ser robusta. Esta permitió a los usuarios interactuar de una manera fácil con el exoesqueleto a través de una aplicación que controlaba su accionamiento.

-Proporcionar respuesta visual a las acciones del usuario.

3.5.2. Programación

Se propuso dos etapas de programación ya que son necesarias y eficientes, además pueden interactuar entre sí permitiendo el mejor funcionamiento de la tesis.

3.5.2.1. Programación con grupo de bloques en el MIT App Inventor 2

El MIT Inventor 2 es un lenguaje de programación visual basado en la programación con grupos de bloques que son usados para el diseño de la aplicación móvil, el cual genera un APK. Permitiendo el uso de esta ampliación en los celulares Android. A continuación, se detalló las etapas para el diseño de la aplicación móvil.

a) Diseño de la interfaz visual

El diseño consta de dos interfaces visuales que nos permiten interactuar de una manera sencilla como se observa en la figura 61 y 62.

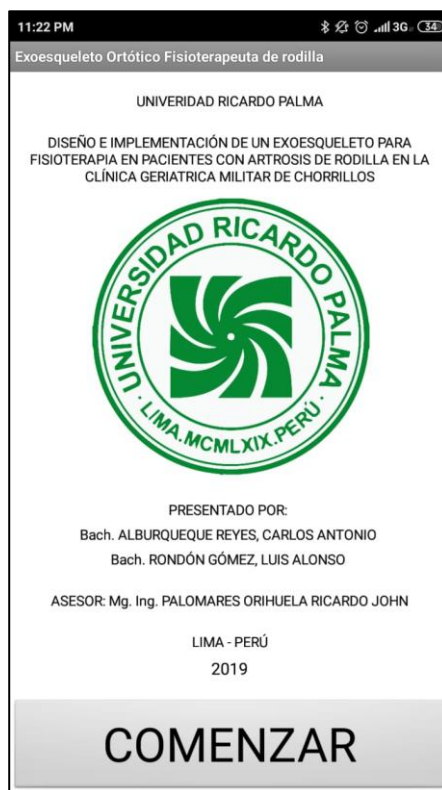


Figura 61. Interfaz de la Aplicación 1
Fuente: Elaboración propia



Figura 62. Interfaz de la Aplicación 2
Fuente: Elaboración propia

b) Programación en bloques

El diagrama de bloques consta de la conexión a bluetooth, seguido del envío de texto al ESP8266 para operar en un carácter asignado específicamente para la interacción con el microcontrolador mediante la misma asignación de carácter en la programación de Arduino. Para esto se determinó los siguientes caracteres y funciones a cumplir como podemos observar en la tabla 33.

Tabla 33. Caracteres y funciones asignadas

Carácter	Función asignada
a	Movimiento 1
b	Movimiento 2
c	Movimiento 3
d	STOP

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se mostró los bloques de configuración para las dos interfaces visuales como se puede observar en la figura 63y 64.

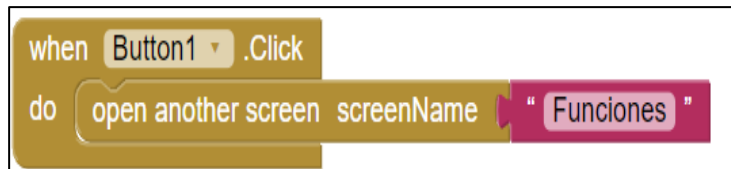


Figura 63. Bloque de configuración del control de la interfaz 1
Fuente: Elaboración propia

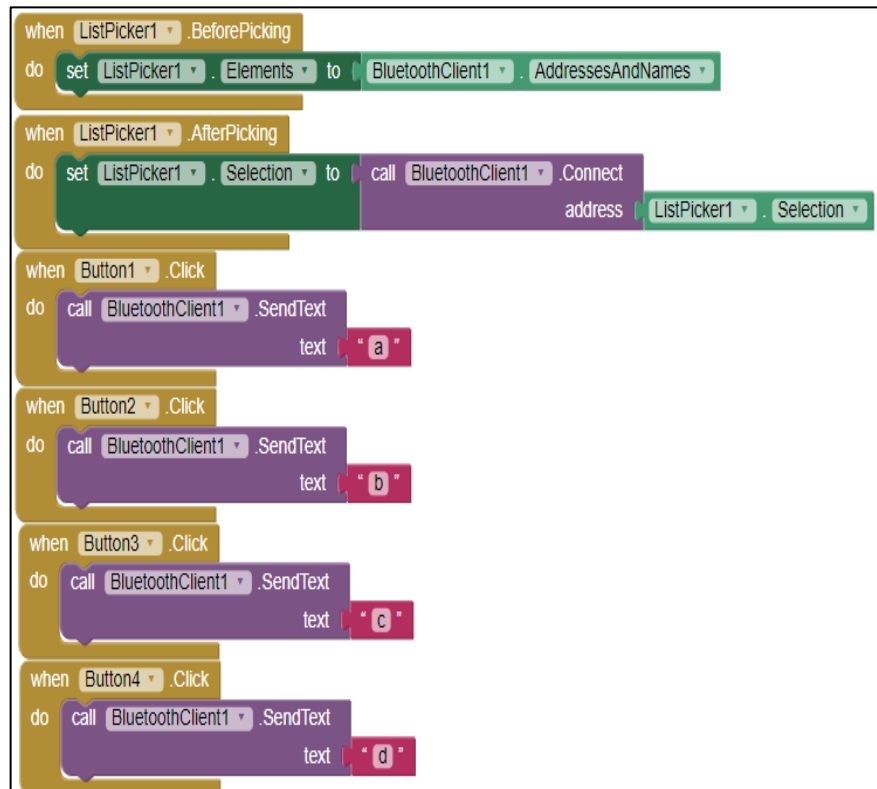


Figura 64. Bloque de configuración del control de la interfaz 2
Fuente: Elaboración propia

Luego, cada paso realizado y la función de cada bloque de programación de la interfaz 2.

Esta función permite que al apretar el botón bluetooth se pueda interactuar con los demás dispositivos y abrir una ventana externa, la función se puede observar en la figura 65.

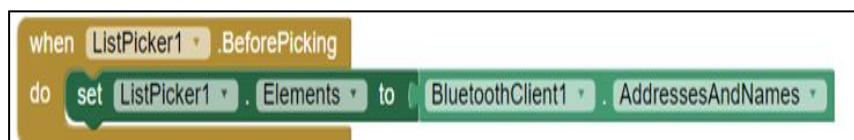


Figura 65. Bloque de interacción de bluetooth
Fuente: Elaboración propia

Esta función permite visualizar los dispositivos bluetooth cercanos en una lista y conectar con el módulo Bluetooth conectado al ESP8266 para controlar el prototipo, la función se puede observar en la figura 66.

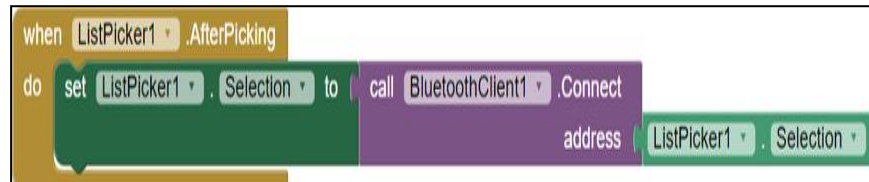


Figura 66. Visualización de dispositivos bluetooth
Fuente: Elaboración propia

Esta función permite asignar una variable deseada a un botón en la interfaz e interactuar por medio de la programación del ESP8266 asignando en este caso la variable “a” y se le asigna el movimiento 1 del prototipo, la función se puede observar en la figura 67.

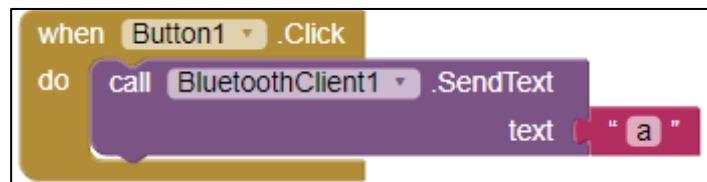


Figura 67. Asignación de variable a un botón
Fuente: Elaboración propia

Esta función permite asignar una variable deseada a un botón en la interfaz e interactuar por medio de la programación del ESP8266 asignando en este caso la variable “b” y se le asigna el movimiento 2 del prototipo. la función se puede observar en la figura 68.

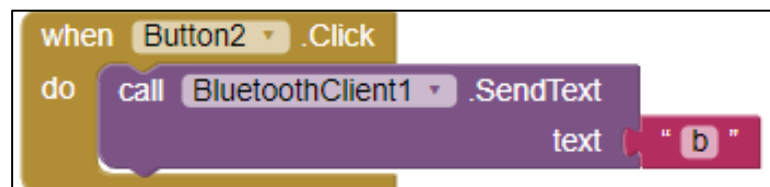


Figura 68. Asignación de variable a un botón
Fuente: elaboración propia

Esta función permite asignar una variable deseada a un botón en la interfaz e interactuar por medio de la programación del ESP8266

asignando en este caso la variable “c” y se le asigna el movimiento 3 del prototipo. la función se puede observar en la figura 69.

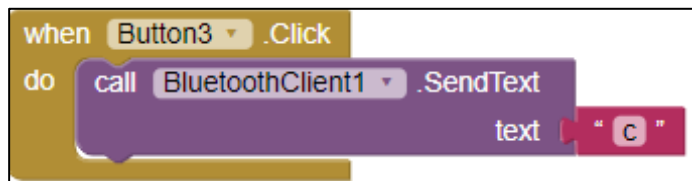


Figura 69. Asignación de variable a un botón
Fuente: elaboración propia

Esta función permite asignar una variable deseada a un botón en la interfaz e interactuar por medio de la programación del ESP8266 asignando en este caso la variable “d” y se le asigna para detener los servomotores del prototipo en caso de un imprevisto, la función se puede observar en la figura 70.

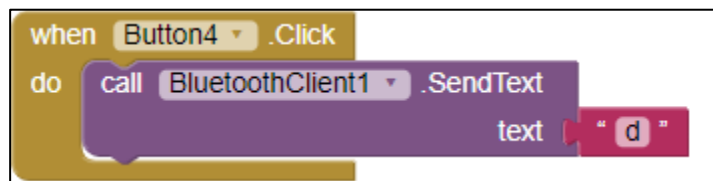


Figura 70. Asignación de variable a botón
Fuente: elaboración propia

3.5.2.2. Programación del ESP8266 en el IDLE de Arduino

La programación se realizó en el IDLE de Arduino, para el control del ESP8266, donde, una vez iniciado el controlador, se definen las variables, para así dar paso a una conexión bluetooth, que se conecte directamente con la interfaz de usuario. Al realizar la conexión bluetooth, se pueden realizar 3 movimientos basados en fisioterapia a mano, para poder concluir con los objetivos específicos de esta tesis. De la misma manera, el botón “stop”, detendrá cualquier movimiento, para evitar posibles molestias o causas en el paciente, en el caso de que se haya ajustado de manera inadecuada el exoesqueleto ortótico. Estos pasos se pueden observar en la figura 71.

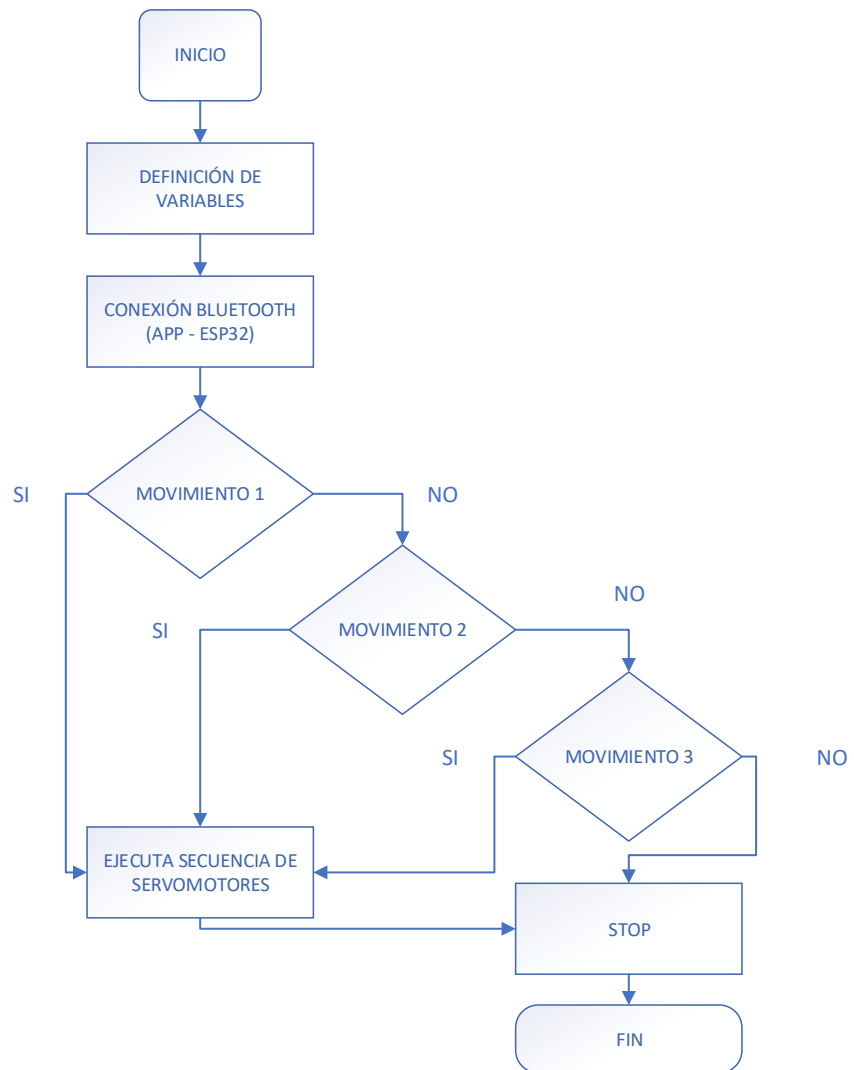


Figura 71. Diagrama de flujo de programación
Fuente: Elaboración propia

Se tuvo como base el diagrama de flujo mencionado en la figura 71 para poder programar el microcontrolador de una manera simple y estructurada.

a) Uso de librerías y declaración de variables.

En la figura 72 se mostró las librerías y las variables utilizadas dentro de la programación.

```

// Librerías utilizadas

#include <Servo.h> // Librería de servomotor
#include <SoftwareSerial.h> // Librería del módulo bluetooth
#include <Wire.h> // Librería del LCD 16X2
#include <LiquidCrystal_I2C.h> // Librería del módulo I2C

// Se establece la dirección den 0x27 para una pantalla
// con 16 caracteres y 2 líneas

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

// Declaración de variables (4 Servomotores utilizados)

Servo myservo1;
Servo myservo2;
Servo myservo3;
Servo myservo4;

// Definimos los puertos Rx,Tx que iran conectados del modulo
// bluetooth al microcontrolador

SoftwareSerial btSerial(4,0); // Rx,Tx

```

Figura 72. Declaración de librerías y variables
Fuente: elaboración propia

- b) Velocidad de transmisión de información, reconocimiento del LCD y asignación de puertos input/output

En la figura 73 se mostró la velocidad de transmisión de información usada, el reconocimiento e inicialización del LCD y, además, como los servomotores reciben información por parte del microcontrolador se les considero como output y se asignó un puerto de salida para cada uno de ellos.

```

void setup() {

// Velocidad de transmisión de información
// del bluetooth al microcontrolador

    btSerial.begin(9600);

// Inicialización del LCD

lcd.init();

// Colocamos en la 1ra linea Angulo de trabajo

lcd.backlight();
lcd.print("Angulo de trabajo");

// Asigancion de puertos de salida para
// cada servomotor

myservo1.attach(14);
myservo2.attach(12);
myservo3.attach(13);
myservo4.attach(15);
}

```

Figura 73. Asignación de puertos IN/OUT
Fuente: elaboración propia

- c) Recepción de los datos proporcionados por el potenciómetro y visualizar en el LCD

Dentro de la programación en la figura 74, se indicó el pin de conexión entre el potenciómetro y el microcontrolador, además de realizar el cálculo para mostrar el ángulo e indicar en qué posición ira dentro del LCD para luego mostrar esta información.

```

void loop() {

// Pin de conexión y calculo para encontrar el ángulo
int sen1=analogRead(A0)*(318.7/1023.0);

// Cursor en la primera posición de la primera fila
lcd.setCursor(0,1);

// Se muestra la información en el LCD

lcd.print("Angulo:");
lcd.print(sen1);
lcd.print((char)223);
}

```

Figura 74. Código de conexión y cálculos para el potenciómetro.
Fuente: Elaboración propia

d) Verificación de envío y recepción de datos por parte del módulo Bluetooth

En la figura 75 se hizo la verificación previa para determinar el envío y recepción del módulo Bluetooth por medio de unos códigos los cuales me permiten usar caracteres para interactuar con la Aplicación móvil.

```

// verificar si el modulo bluetooth envia información al esp8266

if (btSerial.available() > 0) {

// leer la data del modulo bluetooH

char data = btSerial.read();
switch (data)
{

```

Figura 75.Verificación de datos del bluetooth
Fuente: Elaboración propia

e) Asignación de caracteres para interacción con la Aplicación del celular y conjunto de movimientos determinados para cada servomotor.

Para el conjunto de movimientos determinados para cada servomotor tendremos en cuenta los tiempos y secuencias asignadas para cada uno de estos y lo podemos observar en la tabla 34.

Tabla 34. Movimientos a programar en el IDLE de Arduino

SECUENCIAS					
Movimiento1		Movimiento2		Movimiento3	
Servomotor	Tiempo (min)	Servomotor	Tiempo (min)	Servomotor	Tiempo (min)
S1	2	S2	2	S1, S2	2
S2	2	S1	2	S3, S4	2
S3, S4	2	S3, S4	2	S1, S2	2
S2	2	S1	2	S3, S4	2
S1	2	S2	2	S1, S2	2

Fuente: elaboración propia

En la figura 76 se mostró la asignación del carácter “a” asignado como el primer movimiento del exoesqueleto ortótico en la aplicación y se realizó el código para el conjunto de movimientos que realizaron los servomotores.

```
// Asignación de caracter par ainterctuar con
// los botones de la Aplicación movil

    case 'a':

// Primer movimiento

        for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
        {
            myservo1.write(angulo);
            delay(10);
        }

        for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
        {
            myservo2.write(angulo);
            delay(10);}

        for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
        {
            myservo3.write(angulo);
            myservo4.write(angulo);
            delay(10);}

        for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
        {
            myservo2.write(angulo);
            delay(10);}

        for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
        {
            myservo1.write(angulo);
            delay(10);}
            break;
```

Figura 76. Asignación de ángulos de giro de los servomotores

Fuente: elaboración propia

En la figura 77 se mostró la asignación del carácter “b” asignado como el segundo movimiento del exoesqueleto ortótico en la aplicación y se realizó el código para el conjunto de movimientos que realizaron los servomotores.

```
// Asiganación de caracter par ainterctuar con
// los botones de la Aplicación movil

    case 'b':

// Segundo movimiento

        for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
        {
            myservo2.write(angulo);
            delay(10);
        }

        for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
        {
            myservo1.write(angulo);
            delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
    {
        myservo3.write(angulo);
        myservo4.write(angulo);
        delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
    {
        myservo1.write(angulo);
        delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
    {
        myservo2.write(angulo);
        delay(10);}
        break;
```

Figura 77. Asignación de ángulos de giro de los servomotores
Fuente: elaboración propia

En la figura 78 se mostró la asignación del carácter “c” asignado como el tercer movimiento del exoesqueleto ortótico en la aplicación y se realizó el código para el conjunto de movimientos que realizaron los servomotores.

```

// Asignación de caracter par ainterctuar con
// los botones de la Aplicación movil
    case 'c':
//Tercer movimiento
for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
    myservo1.write(angulo);
    myservo2.write(angulo);
    delay(10);
}

for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
{
    myservo3.write(angulo);
    myservo4.write(angulo);
    delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
    myservo1.write(angulo);
    myservo2.write(angulo);
    delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
{
    myservo3.write(angulo);
    myservo4.write(angulo);
    delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
    myservo1.write(angulo);
    myservo2.write(angulo);
    delay(10);}
    break;

```

Figura 78. Asignación de ángulos de giro de los servomotores
Fuente: elaboración propia

En la figura 79 se mostró la asignación del carácter “d” asignado como el STOP del exoesqueleto ortótico en la aplicación y se realizó el código para detener los servomotores en caso sea necesario.

```

// Asignación de caracter par ainterctuar con
// los botones de la Aplicación movil

    case 'd':

// STOP

        for (int angulo = 0;angulo <= 0; angulo += 1)
        {
            myservo1.write(angulo);
            myservo2.write(angulo);
            myservo3.write(angulo);
            myservo4.write(angulo);
        }

        break;
        default:
        break;

    }
}
}
}

```

Figura 79. Asignación de ángulos de giro de los servomotores
Fuente: elaboración propia

3.6. Implementación Mecánica

Según lo desarrollado en el diseño mecánico, se consiguió los perfiles de aluminio Bosch 30x30 T-slot seleccionados como podemos observar en la figura 80.



Figura 80. Perfiles de aluminio T-slot BOSCH 30x30mm
Fuente: elaboración propia

Posterior a esto se sacó impreso en 3D las demás piezas que se modelaron previamente en el diseño mecánico y siguiendo la secuencia realizada como podemos observar en la figura 81, que son las piezas encargadas de posicionar en un determinado ángulo el exoesqueleto.

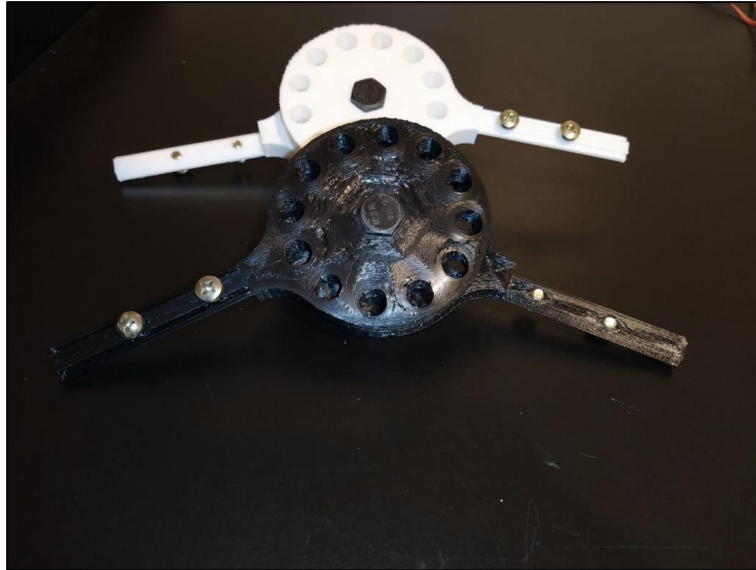


Figura 81. Pieza impresa en 3D para giro de exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

A continuación, se imprimieron las piezas que nos permiten ajustar la altura de los actuadores en el exoesqueleto. Como se observa en la figura 82.

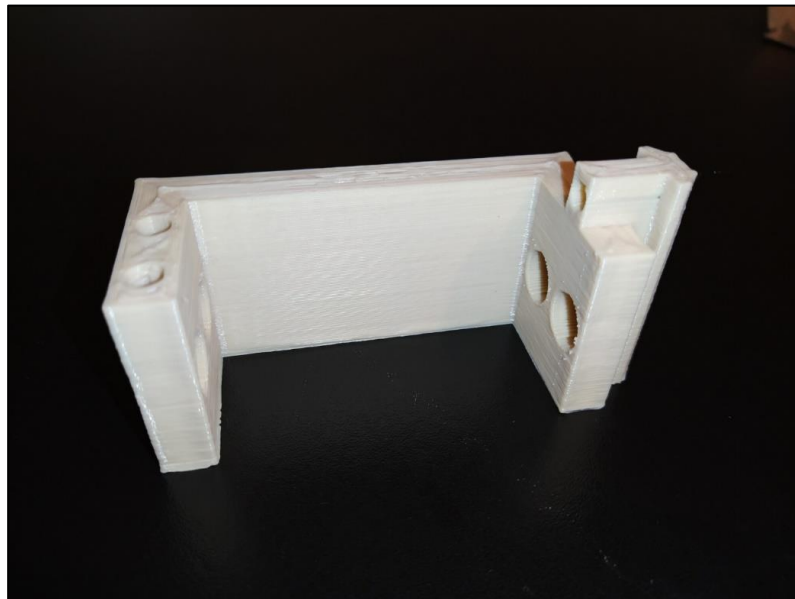


Figura 82. Pieza para ajuste de altura de actuadores
Fuente: elaboración propia

Para poder lograr la conexión con el actuador se necesitaban las piezas que logran poder ajustar el ancho del exoesqueleto. Como se puede ver en la figura 83, se imprimen en 3D por grupos.

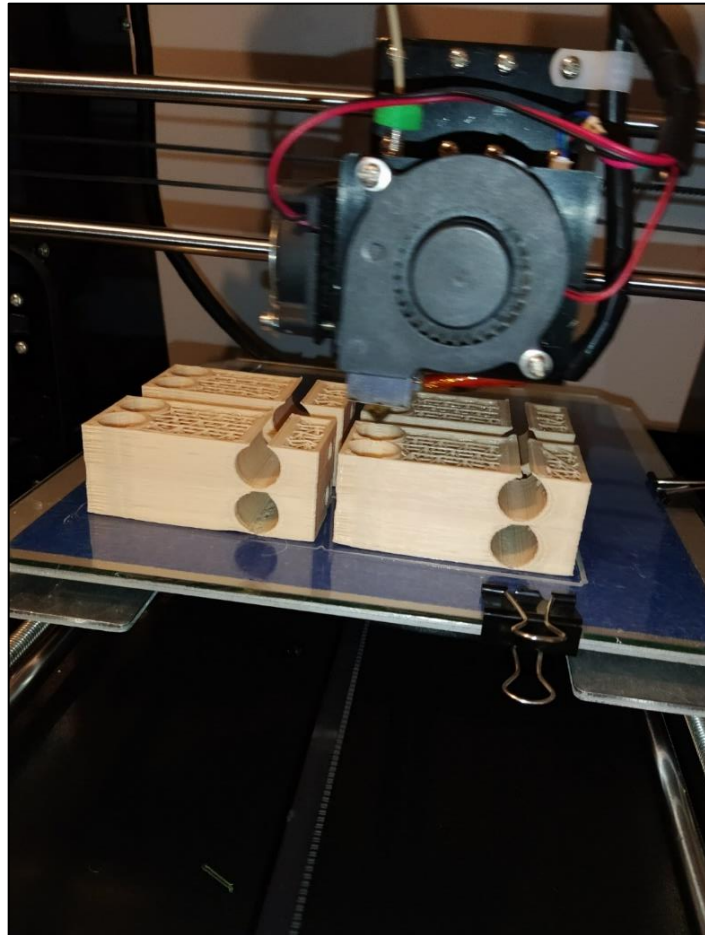


Figura 83. Impresión de piezas para ajuste de ancho de exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

En la figura 84, podemos observar la pieza terminada, lo que ocurrió con cada pieza del proyecto.

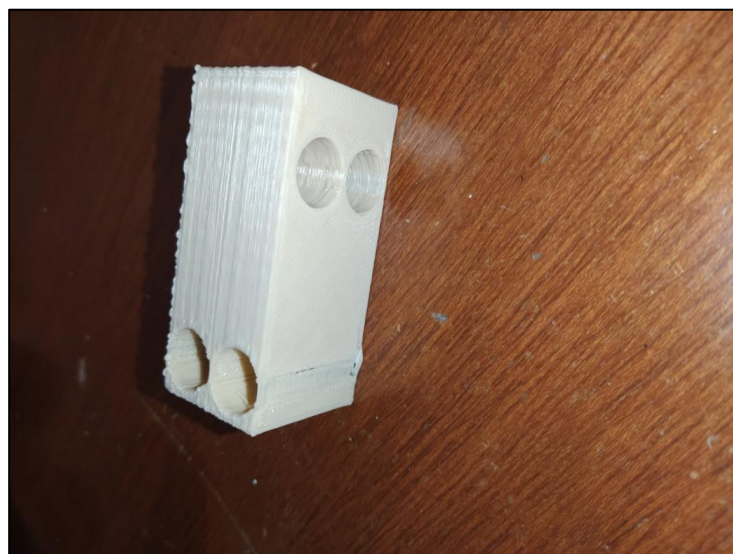


Figura 84. Pieza terminada de ajuste de ancho de exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

A continuación, se imprimen los sujetadores de los actuadores para el frotamiento de tendones. Como se observa en la figura 85, estos se ensamblan con el actuador para poder tener una sujeción contra la pierna.

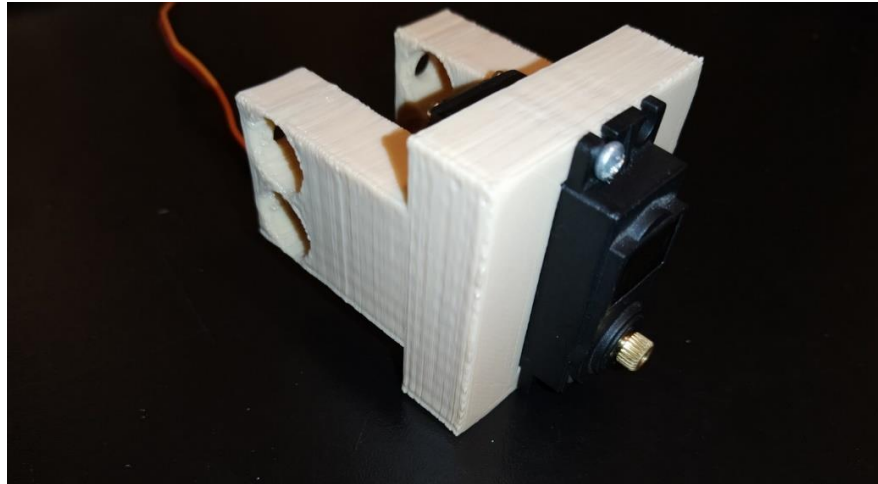


Figura 85. Sujetador de actuador de tendones
Fuente: elaboración propia

Luego se imprimen los sujetadores de los actuadores para los ligamentos colaterales, como se ve en la figura 86, estos al igual que el sujetador de actuador para tendones, llevan un actuador que permite generar una presión sobre el punto exacto donde se encuentre el ligamento. Esta pieza es capaz de ajustarse a lo largo del perfil, lo que permite ajustarse a cualquier tipo de pierna.

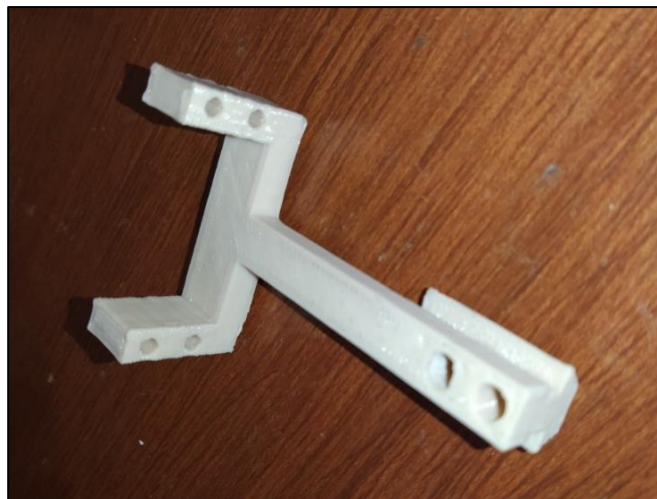


Figura 86. Sujetador de actuador para ligamentos
Fuente: elaboración propia

Acto seguido se imprime el compartimiento para colocar la placa con el microcontrolador, y el bluetooth, y también la fuente de alimentación. Ver figura 87.



Figura 87. Case para placa, controlador y fuente de alimentación
Fuente: elaboración propia

Para luego generar la presión sobre la piel, se desarrollaron las siguientes piezas que se observan la figura 88. Ambos tipos de piezas pertenecen a los actuadores que se encuentran en la zona de frotamiento para ligamento, tendones y musculo.



Figura 88. Piezas para frotamiento
Fuente: Elaboración propia

Luego de tener todas las piezas impresas se procede a comprar las varillas de aluminio, que nos permitirían generar el ajuste de altura y ancho del exoesqueleto,

en base al diseño, las varillas son de 12mm de espesor, la compra se puede observar en la figura 89.



Figura 89. Compra de varillas de aluminio 6061
Fuente: elaboración propia

Luego se cortó las varillas de aluminio para tenerlas a la medida requerida, una de 100mm y otra de 330mm. Ver figura 90.



Figura 90. Varilla de aluminio 6061
Fuente: elaboración propia

La de 100mm se usó para unir las piezas encargadas de dar la altura del actuador que presiona sobre el tendón del cuádriceps. Y se realizan 8 piezas, teniendo 4 en el lado izquierdo y 4 en el lado derecho. Ver figura 91.

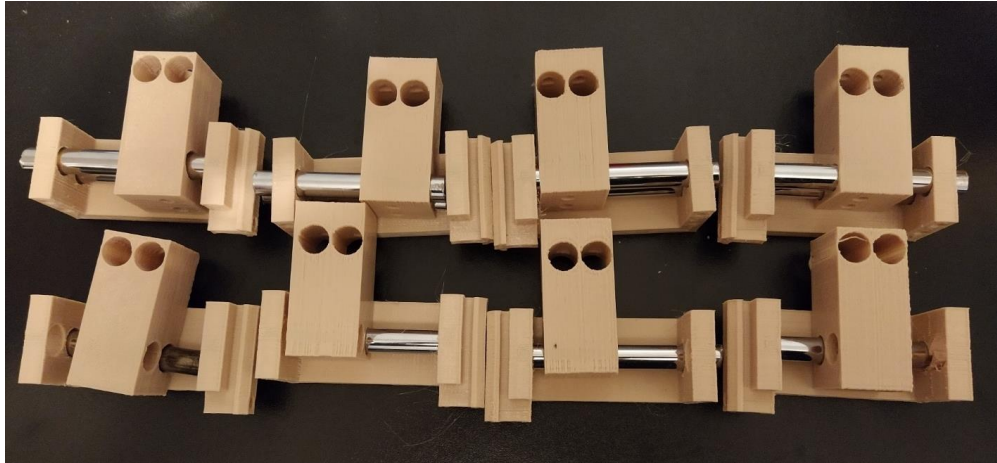


Figura 91. Unión de las piezas para ajuste de altura
Fuente: elaboración propia

Por un tema de ajustes se utilizarán los siguientes pernos, en el orden de las figuras, (1) Tornillo M6x25mm, (2) Tornillo M6x15mm, (3) Tornillo M12x60mm, (4) Tuerca para tornillo M12, como se puede observar en la figura 92.

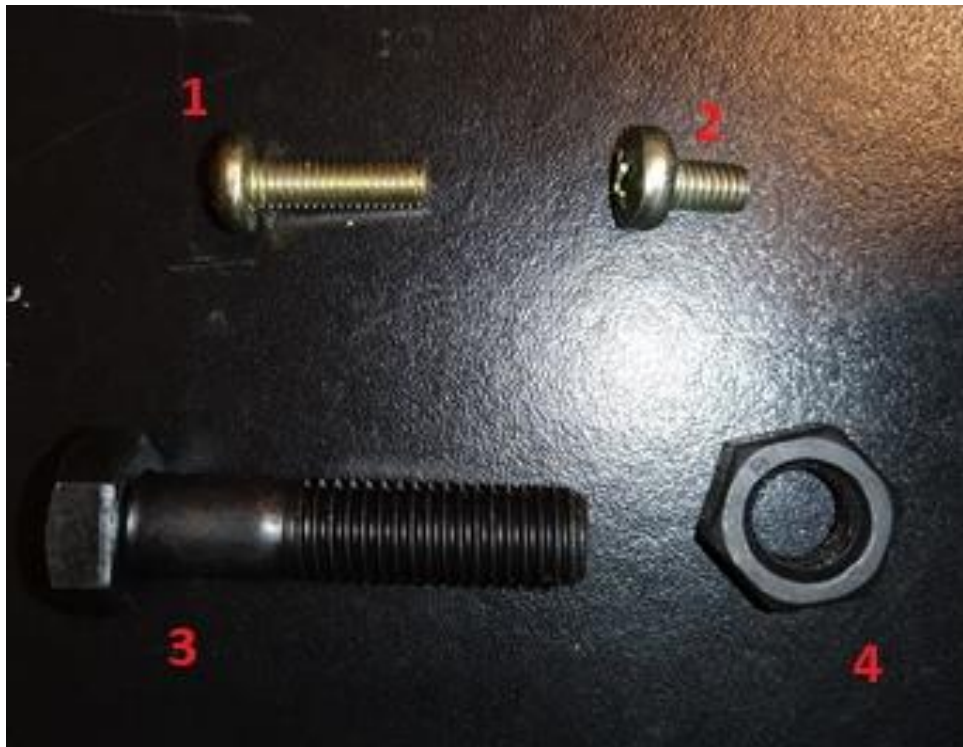


Figura 92. Tornillos para ajustes en el exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

Luego se colocaron los tronillos M6x15mm como ajuste para las varillas de aluminio como se puede observar en la figura 93.

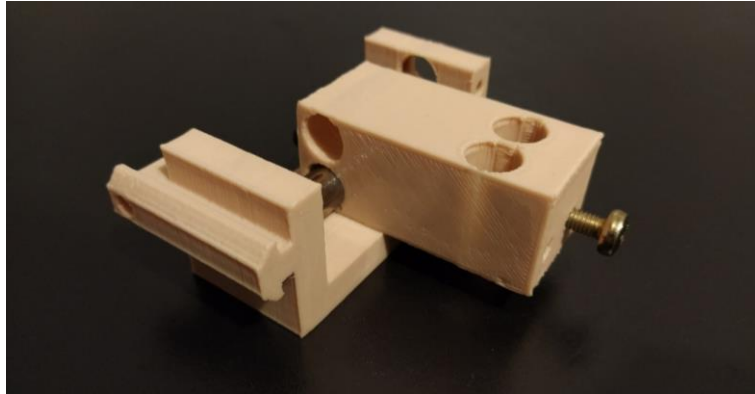


Figura 93. Pieza para ajuste de altura
Fuente: elaboración propia

También se usaron los tornillos (1) M6x15mm, (2) M12x60mm y tuercas para M12, en el ensamble de las piezas de determinación de ángulo con los perfiles aluminio, así como se puede observar en la figura 94.



Figura 94. Perfil de aluminio con pieza para giro del exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

Luego de colocar los pernos en todas las piezas se tuvo lista las siguientes piezas como podemos observar en la siguiente figura 95, donde se tiene el conjunto de piezas totales para la conformación de la estructura mecánica.

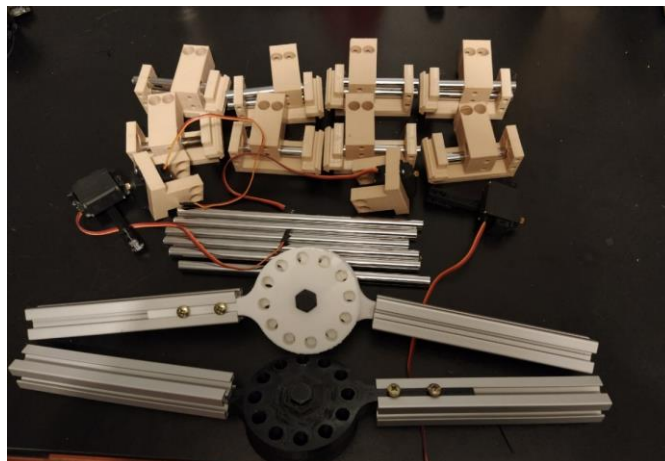


Figura 95. Piezas de conformación del exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

Luego se coloca el servomotor en las piezas impresas en 3D que nos permitió ubicarlas en las posiciones necesarias para realizar la terapia física sobre los tendones, ligamentos y músculos requeridos. Las podemos observar en la figura 96.

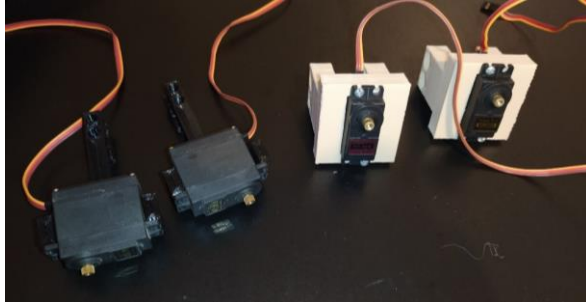


Figura 96. Actuadores con sus piezas de sujeción
Fuente: elaboración propia

Cada servomotor cuenta con una pieza de baja densidad hecha en impresión 3D, que servirá como mecanismo de frotamiento, como se observa en la figura 97.



Figura 97. Actuadores con sus mecanismos de frotamiento
Fuente: elaboración propia

Luego se comenzó con la agrupación de las piezas del exoesqueleto sobre los perfiles de aluminio, para generar la estructura mecánica como tal. Como se puede observar en la figura 98.

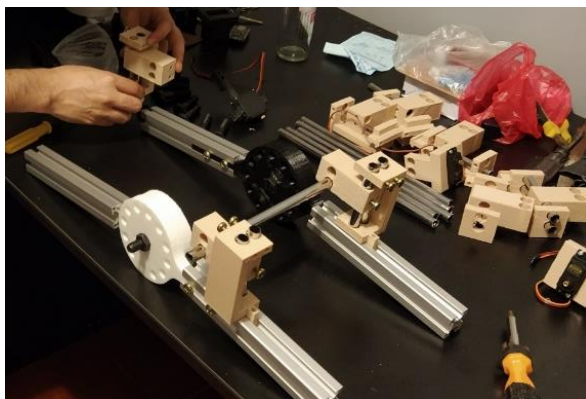


Figura 98. Tesista uniendo las piezas del exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

Primero se coloca el servomotor dedicado tendón del cuádriceps, que marca la estructura femoral, como se observa en la figura 99.

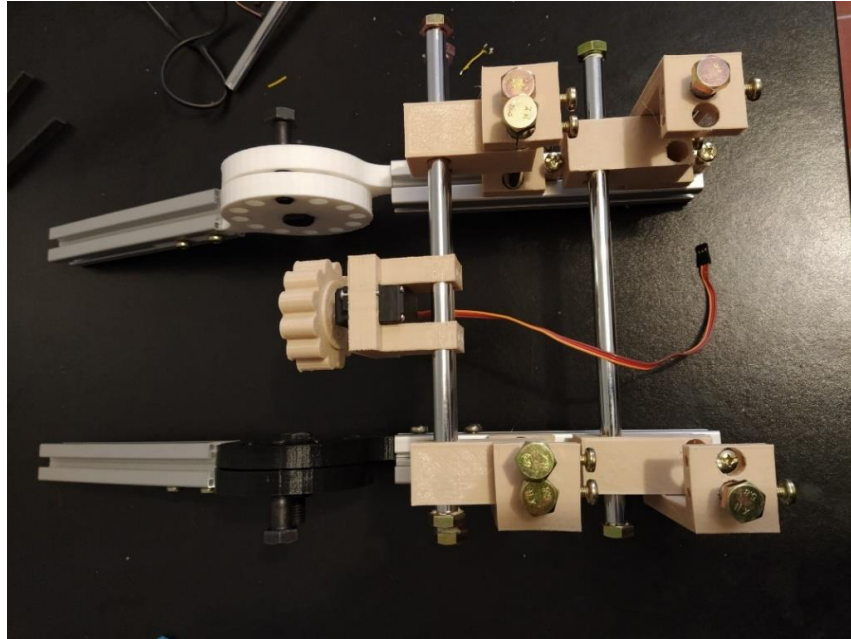


Figura 99. Exoesqueleto implementado en la parte femoral
Fuente: elaboración propia

Luego se colocó los dos servomotores encargados del frotamiento en la zona de ligamentos, como se observa la figura 100.

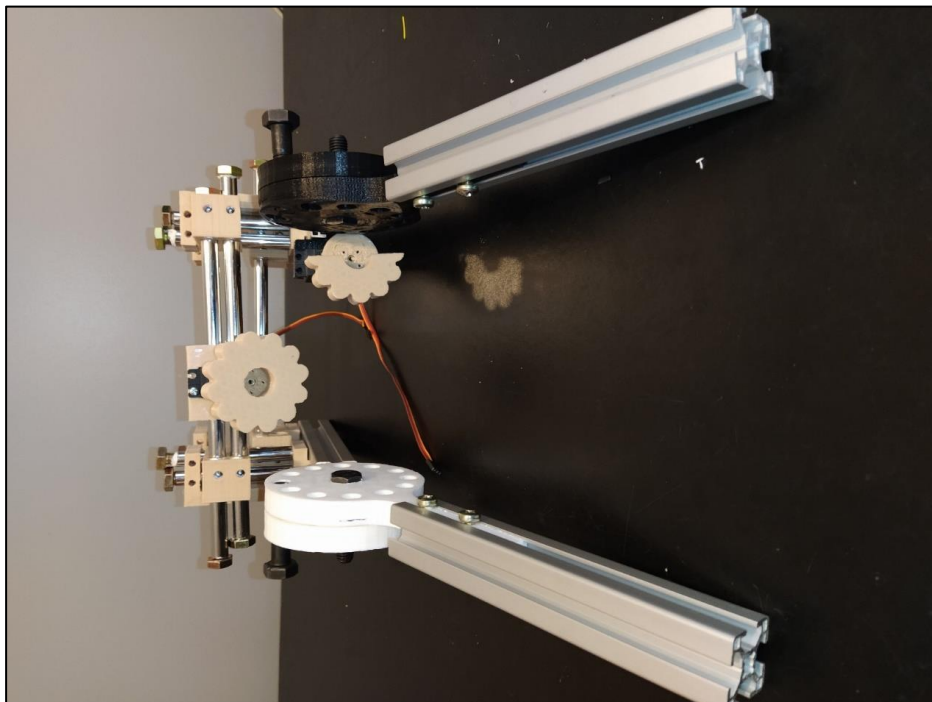


Figura 100. Exoesqueleto implementado en la parte femoral
Fuente: elaboración propia

Luego colocamos el servomotor de la estructura tibial, encargado del frotamiento en el tendón rotuliano como se muestra en la figura 101.

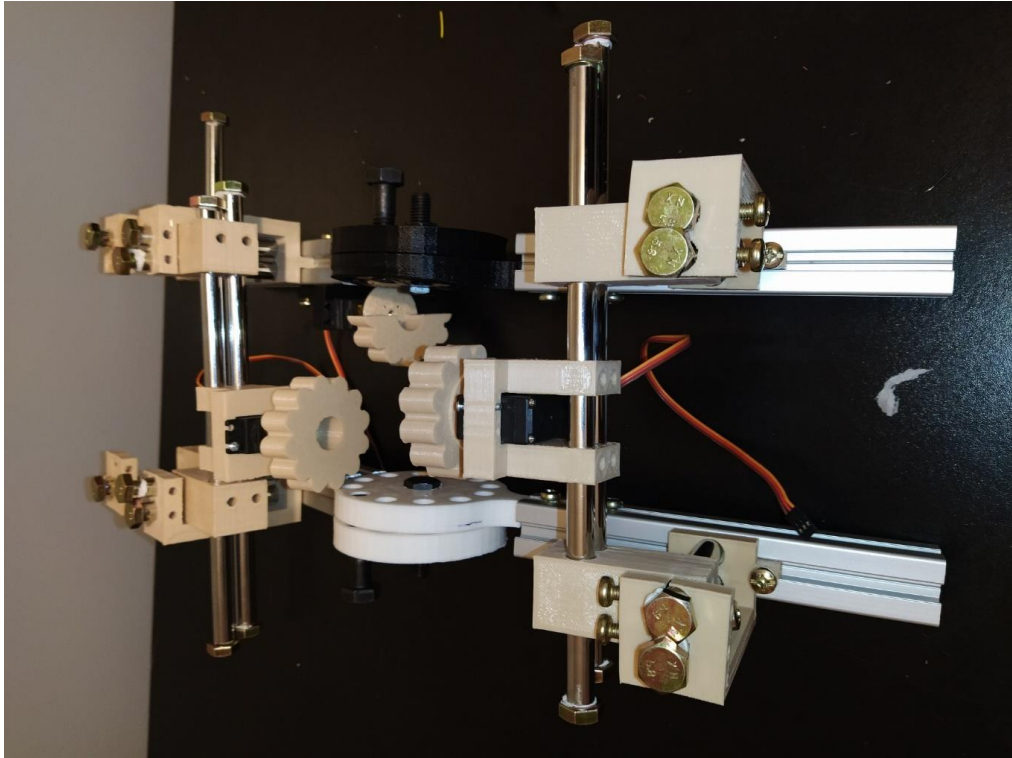


Figura 101. Exoesqueleto parte femoral y tibial
Fuente: elaboración propia

Colocamos el eje conector entre el potenciómetro y el tornillo M12 principal de la pieza de giro del exoesqueleto como podemos observar en la figura 102.

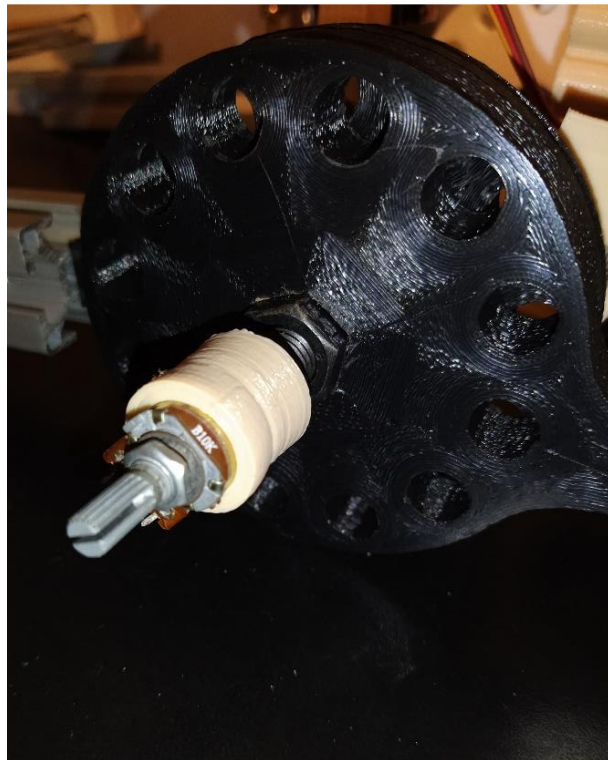


Figura 102. Ajuste para potenciómetro
Fuente: Elaboración propia

Para evitar que el potenciómetro gire con el eje se coloca un tope extendido desde el perfil femoral como se puede observar en la figura 103.

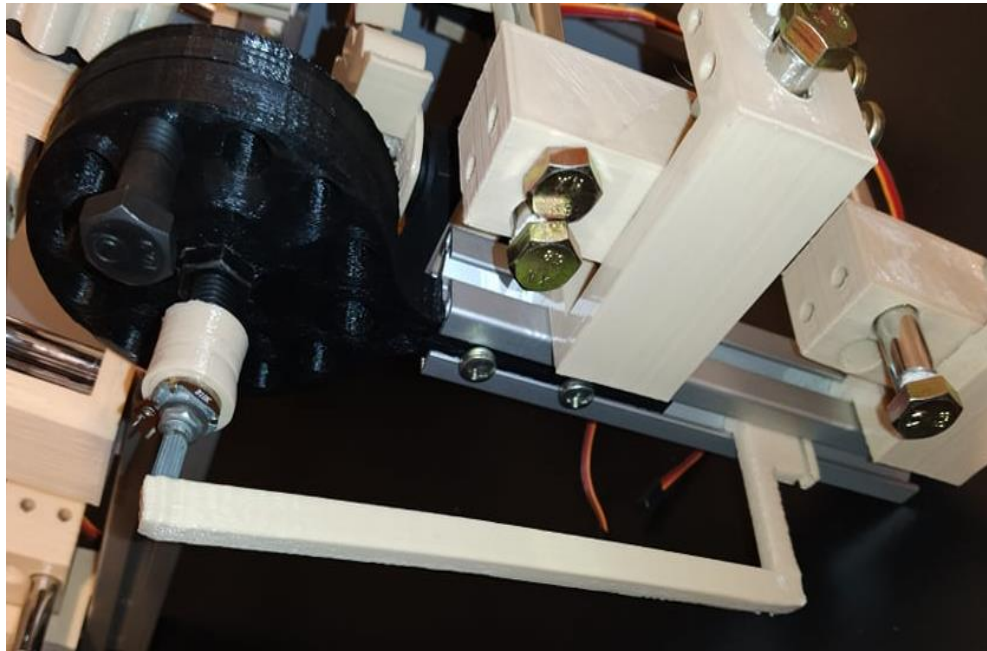


Figura 103. Accionamiento perpendicular para giro de sensor de retroalimentación
Fuente: Elaboración propia

Por último, se dan los últimos retoques de ajuste a la parte mecánica, con el ajuste de pernos y tuercas, como se observa en la figura 104.

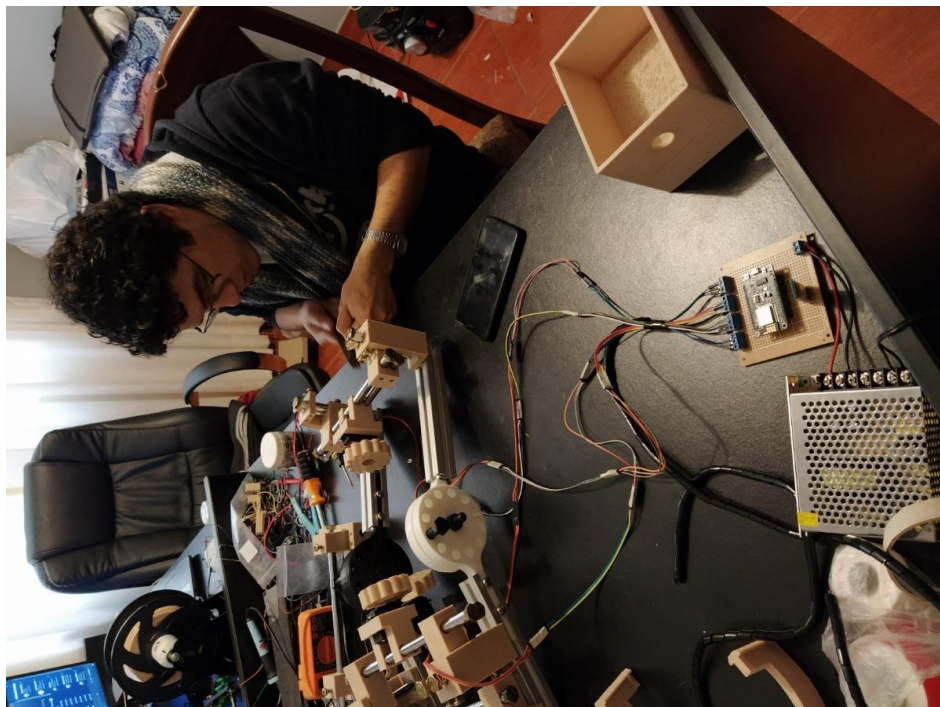


Figura 104. Armado de exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

Y se tuvo como resultado, la estructura mecánica, capaz de ajustarse y sujetarse a una pierna del tesista como primera prueba, como se observa en la figura 105.

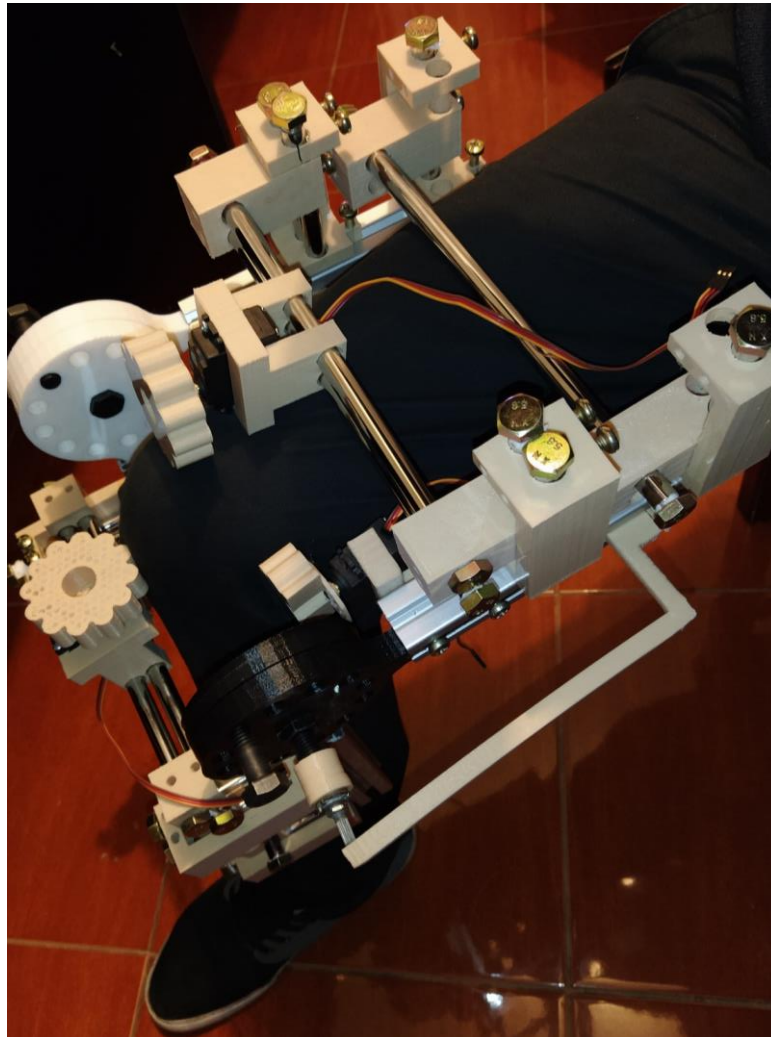


Figura 105. Exoesqueleto implementado mecánicamente
Fuente: elaboración propia

3.7. Implementación Electrónica

Con la selección y los diagramas electrónicos elaborados del microcontrolador, el módulo bluetooth, procedemos a realizar la implementación.

3.7.1. Componentes requeridos

En base a la selección previa en el diseño electrónico se compró el microcontrolador y el módulo bluetooth seleccionado como se muestra en la figura 106.

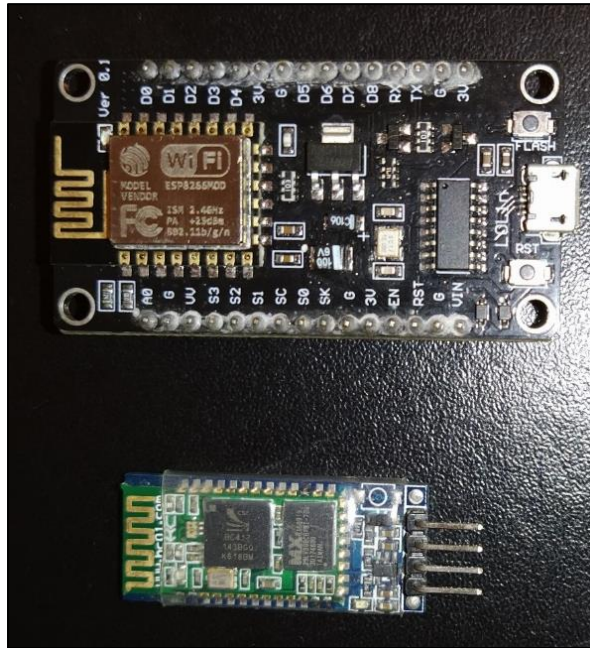


Figura 106. Modulo Bluetooth y ESP8266
Fuente: Elaboración propia

En base a la selección previa en el diseño electrónico se compró el LCD y modulo I2C seleccionado como se muestra en la figura 107.

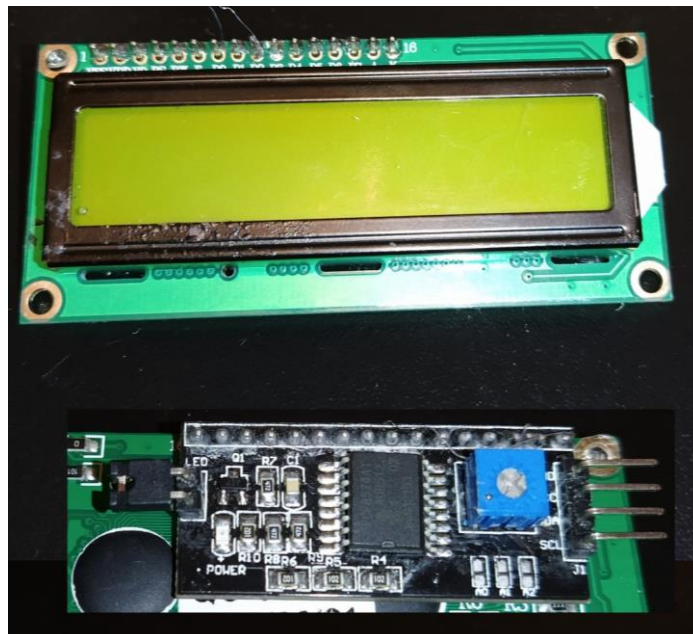


Figura 107. LCD 16x2 y módulo I2C
Fuente: Elaboración propia

Además, se tuvo en cuenta la selección previa en el diseño electrónico para comprar los servomotores como podemos observar en la Figura 108.



Figura 108. Servo MG995
Fuente: elaboración propia

Por último, se compró borneras 2x1 y 3x1, pines hembra – macho y una galleta electrónica como se muestra en la figura 109.

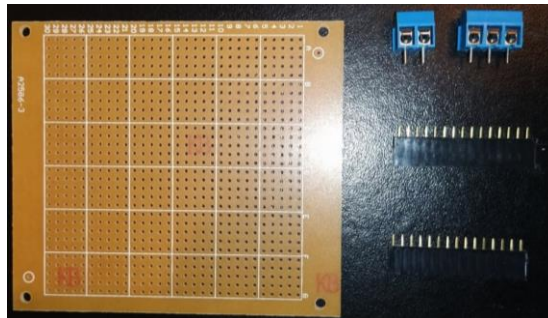


Figura 109. Placa con pines de entrada y salida
Fuente: elaboración propia

3.7.2. Implementación del circuito electrónico

En base al esquema electrónico realizado se procedió a realizar la soldadura de las conexiones para poder de manera ordenada colocar los componentes como se muestra en la figura 110.



Figura 110. Tesista en proceso de soldadura
Fuente: elaboración propia

Luego de esto, se colocó el microcontrolador en los pines hembra – macho quedando terminada la placa como se muestra en la Figura 111.

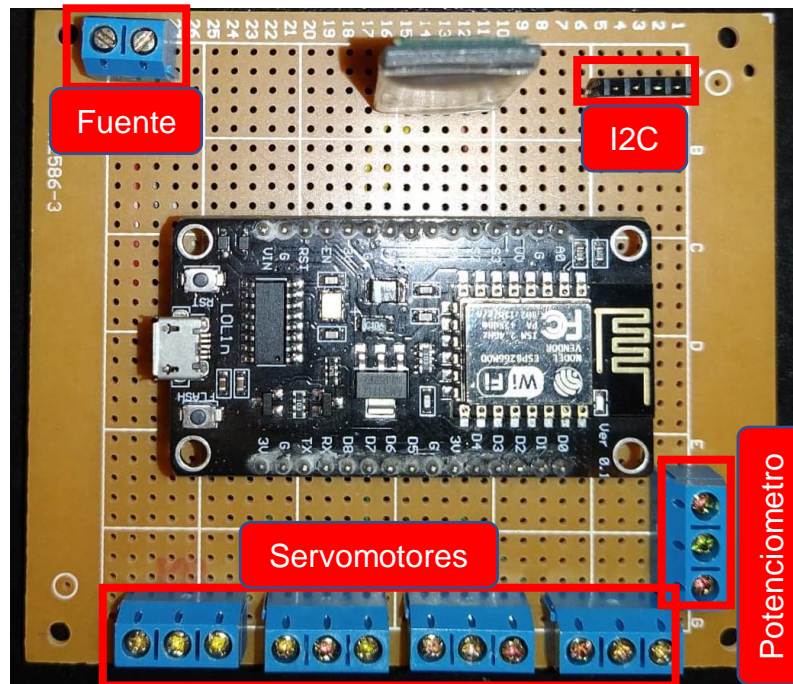


Figura 111. Placa implementada
Fuente: elaboración propia

3.8. Implementación Eléctrica

Con los datos obtenidos por cálculo del amperaje previo en el diseño electrónico se seleccionó los componentes adecuados para brindar robustez y seguridad al exoesqueleto ortótico.

3.8.1. Componentes requeridos

En base al cálculo del amperaje previo diseño eléctrico se compró la fuente y el cable seleccionado como se muestra en la figura 112 y figura 113.



Figura 112. Fuente de alimentación de 5V y 10 Amperios
Fuente: elaboración propia



Figura 113. Cable 18 AWG
Fuente: elaboración propia

3.8.2. Conexiones del circuito eléctrico

Con el uso del cable 18 AWG se realizó las conexiones de la fuente hacia la placa previamente mencionada como se puede observar en la figura 114.

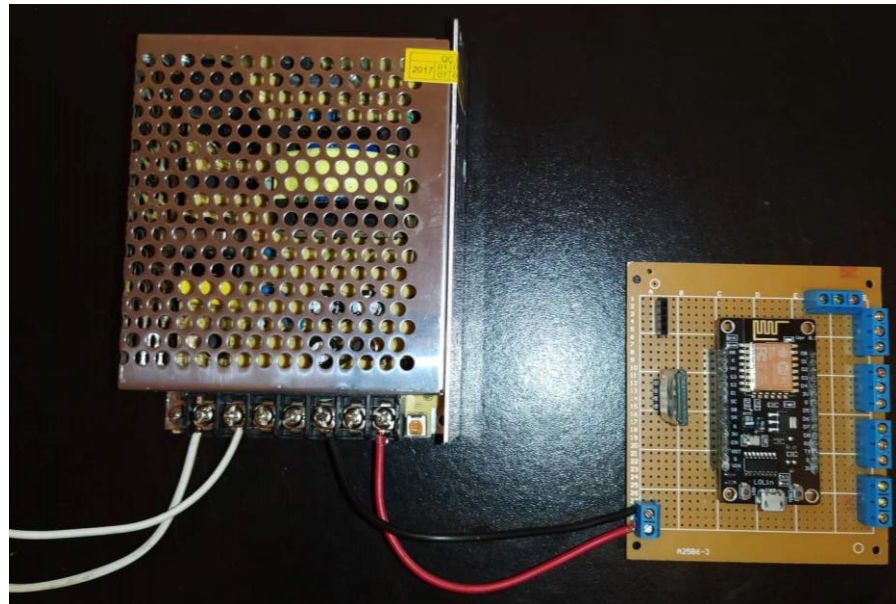


Figura 114. Circuito eléctrico
Fuente: elaboración propia

3.9. Implementación del software

Al haber acabado la programación en Arduino como se pudo observar en el diseño de software se procedió a compilar y luego subir el código al microcontrolador como podemos observar en la figura 115.



```
ARTROX Arduino 1.8.10
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
ARTROX
// Librerías utilizadas
#include <Servo.h>
#include <SoftwareSerial.h>

// Declaración de variables (4 Servomotores utilizados)
Servo myservo1;
Servo myservo2;
Servo myservo3;
Servo myservo4;

// Definimos los puertos Rx,Tx que iran conectados del modulo
// bluetooth al microcontrolador

SoftwareSerial btSerial(4,0); // Rx,Tx

void setup() {

// Velocidad de transmisión de información
// del bluetooth al microcontrolador

delay(1000);
Serial.begin(9600);
btSerial.begin(9600); // bluetooth module baudrate

// Asignación de puertos de salida para
// cada servomotor
<
>

Compilado
El Sketch usa 268880 bytes (53%) del espacio de almacenamiento de programa. El m
Las variables Globales usan 27692 bytes (33%) de la memoria dinámica, dejando 54
```

Figura 115. Compilar y subir la codificación
Fuente: Elaboración propia

Luego de que se subió el programa en el microcontrolador, se procedió a generar él .apk de la aplicación para instalarlo en el celular utilizado para controlar vía Bluetooth el exoesqueleto ortótico como se observa en la figura 116.

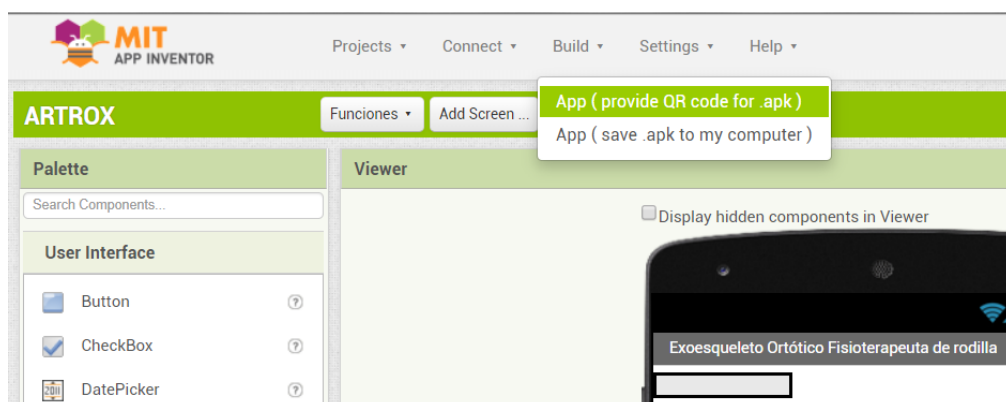


Figura 116. Generación del apk. de la aplicación
Fuente: Elaboración propia

Y esto me genera un QR para poder leerlo con el celular como se muestra en la figura 117.



Figura 117. QR del .apk de la aplicación
Fuente: Elaboración propia

Con el celular leemos el QR generado para descargar el .apk de la aplicación como se muestra en la figura 118.

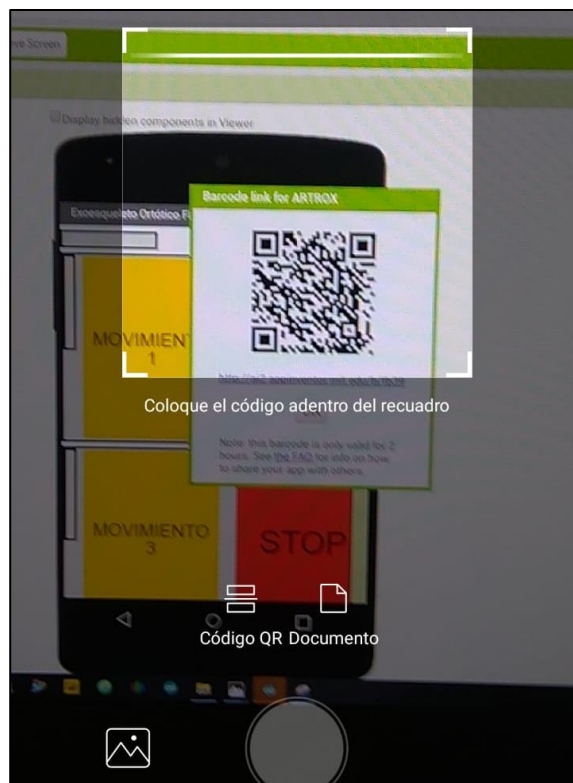


Figura 118. Lectura del QR desde el celular
Fuente: Elaboración propia

Una vez leído nos saldrá otra pestaña para descargar la aplicación y le daremos aceptar como se muestra en la figura 119.

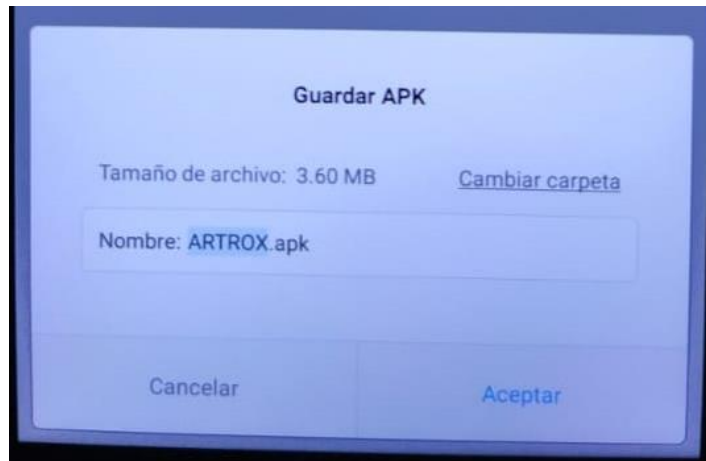


Figura 119. Descargar aplicación
Fuente: Elaboración propia

Posterior a esto, automáticamente se abre una pestaña para darle instalar a la aplicación como se muestra en la figura 120.

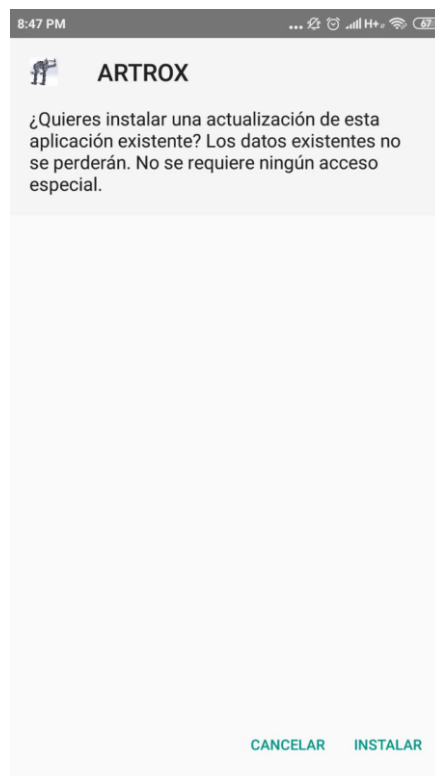


Figura 120. Instalar aplicación
Fuente: Elaboración propia

Una vez instalado procedemos a conectarlo con el módulo Bluetooth que va enlazado al microcontrolador como se muestra en la figura 121 y figura 121.



Figura 121. Interfaz con el botón bluetooth
Fuente: Elaboración propia

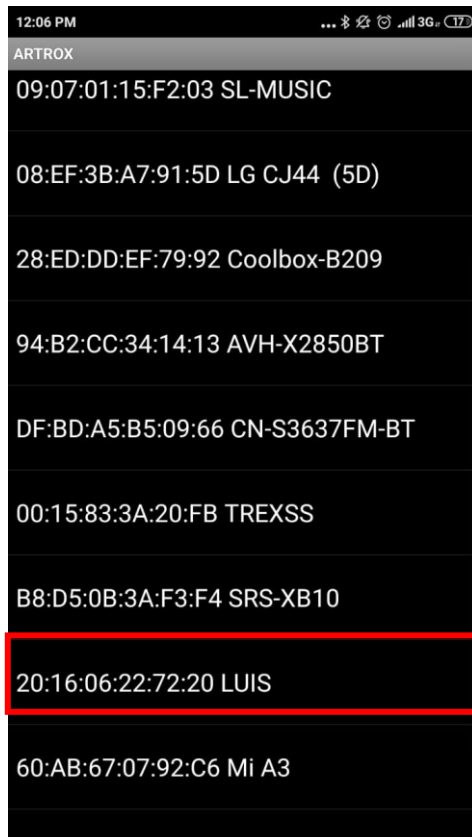


Figura 122. Escogemos el modulo bluetooth
Fuente: Elaboración propia

Finalizando la implementación, se procedió a juntar la implementación mecánica, electrónica, eléctrica y software dando como resultado la operatividad del exoesqueleto ortótico con sus respectivos movimientos controlados desde la aplicación del celular como se puede observar en la figura 123.

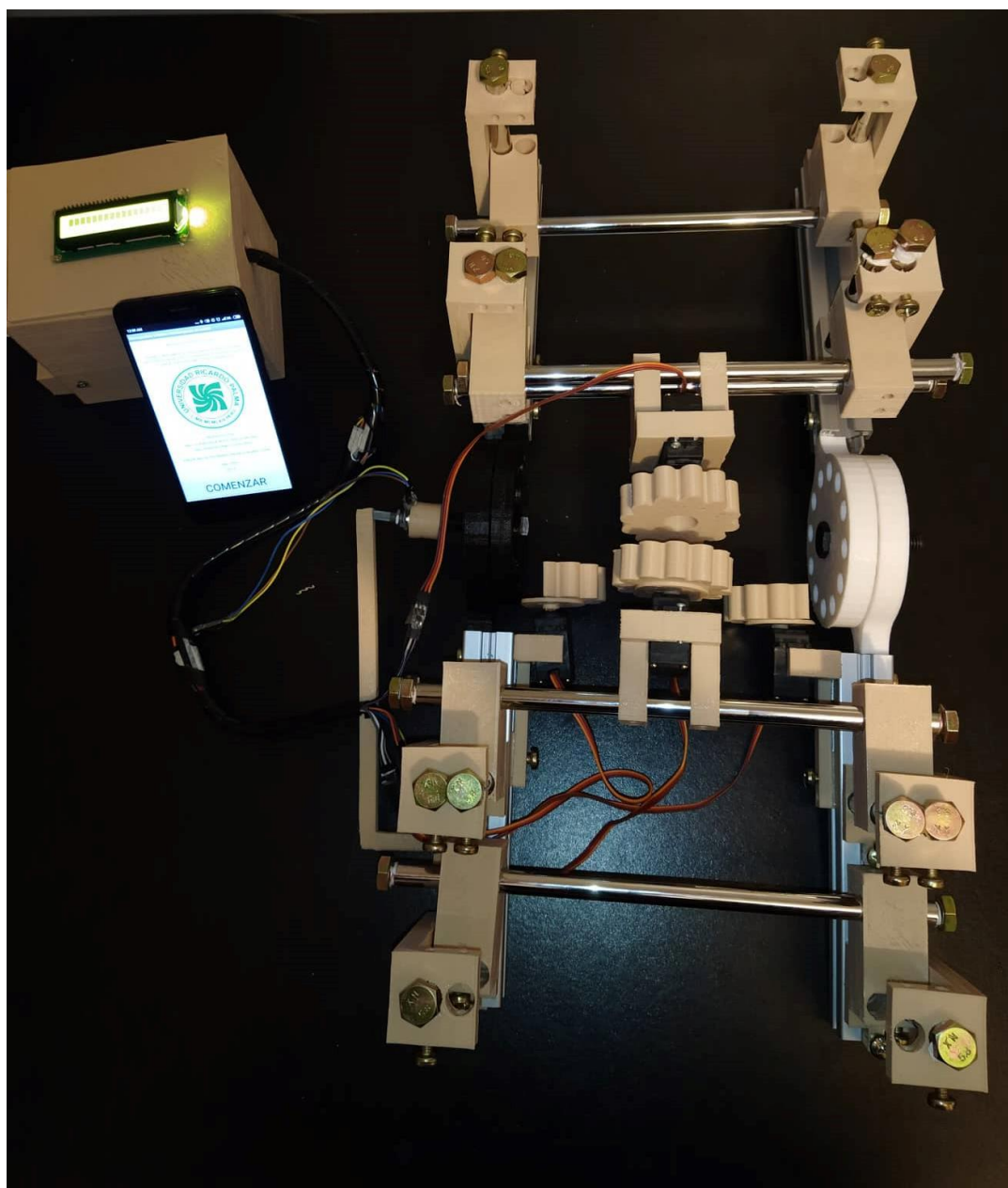


Figura 123. Implementación completa
Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO IV: PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se realizó pruebas para verificar el funcionamiento del proyecto, teniendo así pruebas de las áreas de acción del exoesqueleto, como lo son la parte mecánica, eléctrica, electrónica e informática, que vienen dadas por los objetivos específicos y objetivo general. Estas pruebas conllevan a resultados que permitieron concluir más adelante las funcionalidades aplicadas en este proyecto de tesis.

4.1.Pruebas

4.1.1.Prueba de las áreas de apoyo de los actuadores

Esta prueba se basó en determinar el área de apoyo que logra tener cada actuador sobre 3 distintas piernas. Esto comprobó a grandes rasgos el área de acción que tiene cada sistema de frotamiento directamente sobre la pierna.

4.1.2.Prueba de apoyo de sistema de frotamiento

Esta prueba consistió en determinar el área de apoyo de la pieza de frotamiento sobre una superficie de piel, mientras se está en distintas posiciones, para realizar una comparación de la efectividad de la presión sobre un área determinada, en función a como lo realiza un fisioterapeuta.

4.1.3.Prueba de ajuste máximo

Esta prueba consistió en determinar el volumen que brinda el exoesqueleto al colocarlo sobre una pierna y teniendo el exoesqueleto en su posición más extensa, logrando así obtener un volumen máximo que indicará el rango más amplio que puede brindar el exoesqueleto.

4.1.4.Prueba de bajo consumo

Para esta prueba se realizó una medición del consumo de corriente con el equipo operando en cada movimiento definido por la programación del software. Obteniendo así una medida de potencia consumida real y permitiendo

concluir de manera efectiva si el diseño se adecúa a apoyar en el consumo de energía.

4.1.5. Prueba de frotamiento sobre simulación de piel

En esta prueba se realizó por 72 horas un frotamiento sobre una simulación de piel, para observar el desgaste generado sobre la piel y el mecanismo de frotamiento al estar en constante contacto. Para concluir si el tiempo puede generar molestias en el paciente y observar sobre la simulación de piel si se generan marcas que no se hayan previsto o esperado. La simulación de piel se hará sobre 4 capas de etilvinilacetato, material muy usado en el uso de ortopedia o en prótesis.

4.1.6. Prueba de ángulos de exoesqueleto

Esta prueba se basó en la medición y conocimiento del ángulo que forma el exoesqueleto observando tres movimientos de la pierna del paciente, estando a 0°, 90° y 120°. Esta visualización del ángulo se observó en el medidor de la case de control, además de colocar sistemas de referencia para ver si cumple con lo pactado.

4.1.7. Prueba de rango de comunicación sistema y aplicación móvil

Para esta prueba se realizó la comunicación que existe entre el exoesqueleto y la aplicación móvil, verificando las distancias permitidas para el control del exoesqueleto a distancia.

4.1.8. Prueba Integral

Esta es la prueba de funcionamiento de todos los subsistemas que juntos conforman el exoesqueleto, esta permitió paso a paso verificar el cumplimiento en conjunto para así satisfacer el objetivo general. Esta prueba se realizó en la clínica militar geriátrica de chorrillos con pacientes reales con artrosis de rodilla.

4.2.Resultados

4.2.1.Resultados de la prueba de las áreas de apoyo de los actuadores

Los resultados de esta prueba se realizaron en los 3 ángulos mencionados de 0°, 90° y 120°. En los que los actuadores deben posarse sobre el tendón rotuliano, el tendón del cuádriceps, los ligamentos colaterales y el músculo sartorio, que se puede bosquejar en la figura 124, para complementar una idea de la ubicación de los ligamentos y tendones implicados.

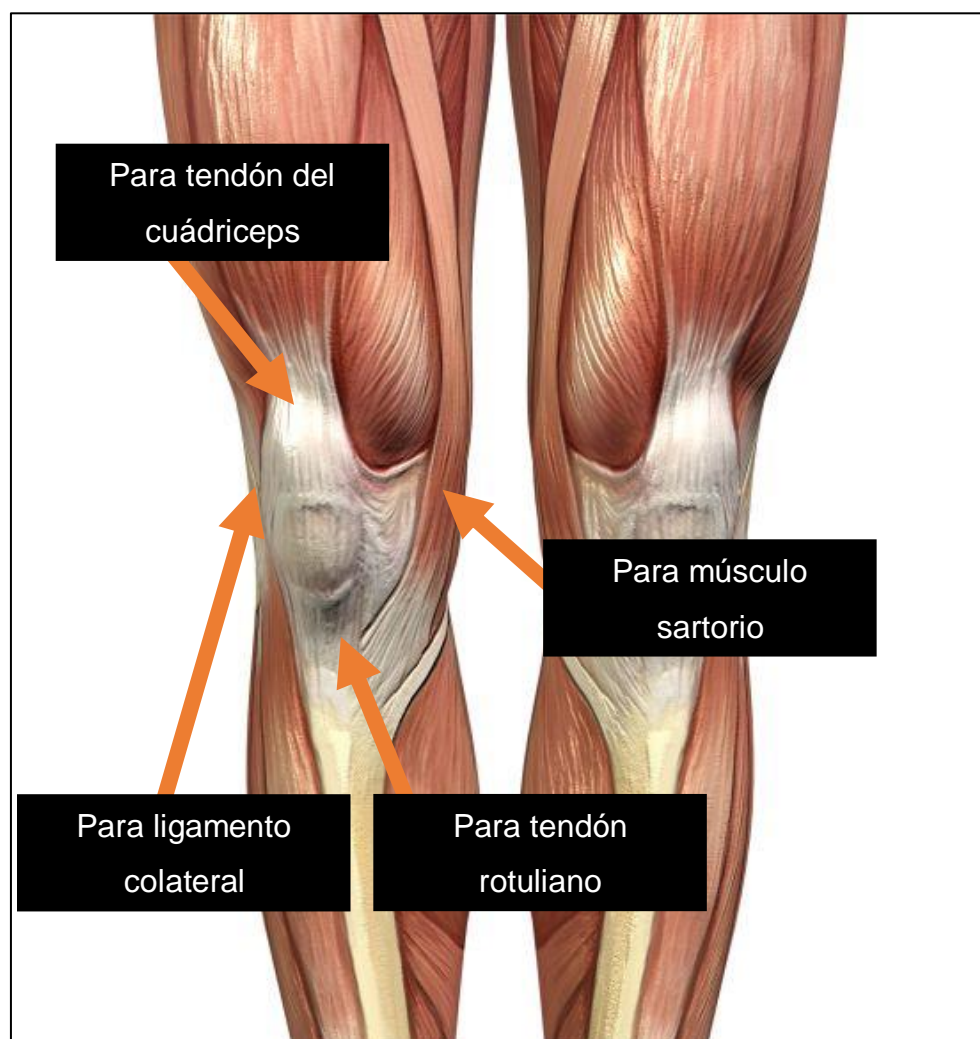


Figura 124. Área de los tendones y ligamentos implicados en el proyecto
Fuente: elaboración propia

Como se observa en las siguientes imágenes, se tiene al paciente número 1, ver figura 125, que se encontró con el exoesqueleto en la posición de 0°. Es posible ver en la figura mencionada, el contacto que existe entre el mecanismo de

frotamiento y la rodilla. Así mismo, que el paciente tenía una estatura de 1,63m y un peso de 62 Kg. Estando así correctamente dentro de los parámetros definidos de funcionamiento.

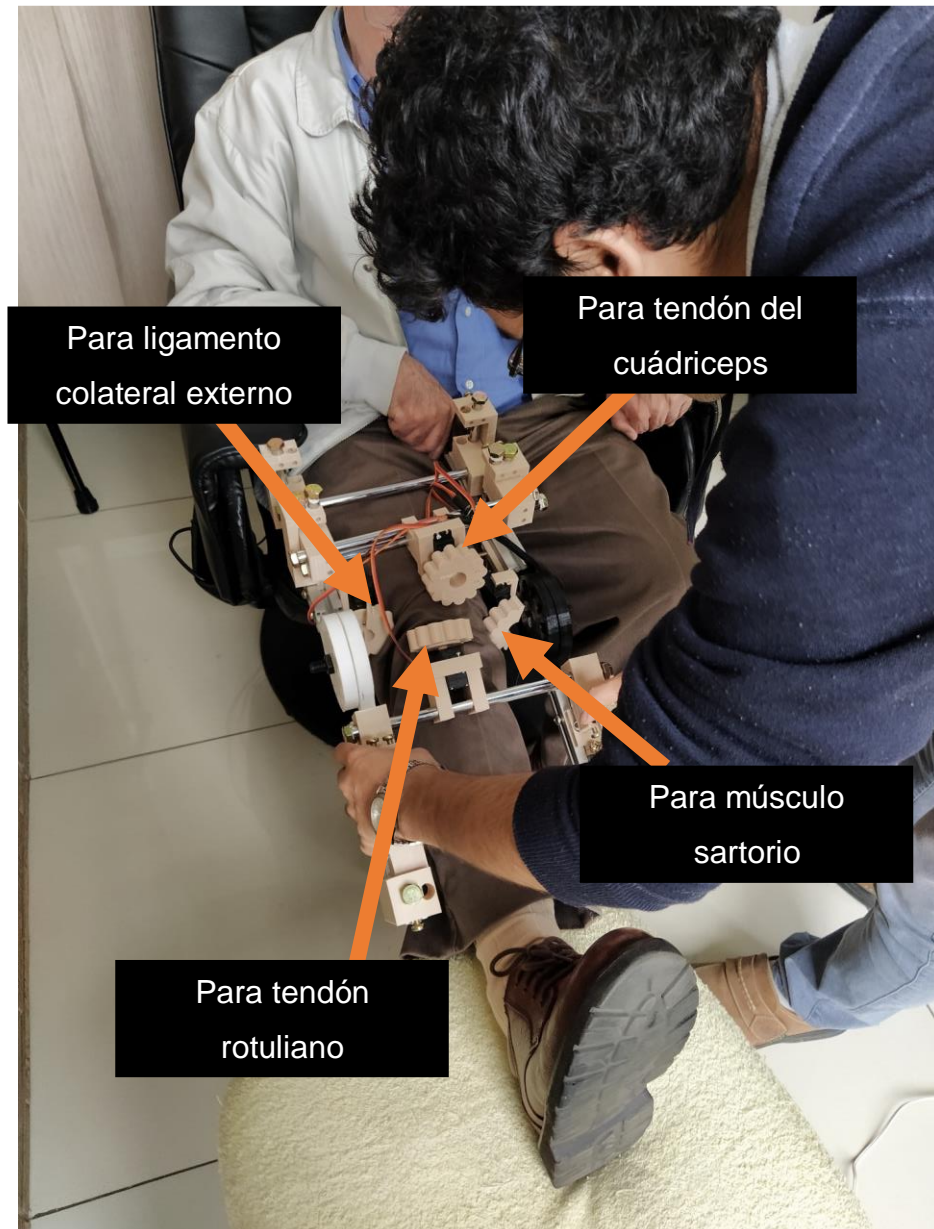


Figura 125. Paciente con exoesqueleto a 0°
Fuente: Elaboración propia

El paciente número 2, se encontró con el exoesqueleto a 90°, y ha sido ajustado para una correcta sujeción y presión en las áreas de apoyo necesarias donde se planifico que actuarían los actuadores. Teniendo así una segunda pierna en la que el exoesqueleto es capaz de realizar el correcto posicionamiento del actuador sobre el tendón, ligamento o músculo a trabajar. Se menciona que el paciente a tratar tenía una estatura de 1,69m y un peso de 70Kg. Estando así

nuevamente dentro de los límites que se propusieron para el diseño. Como se puede observar 126.

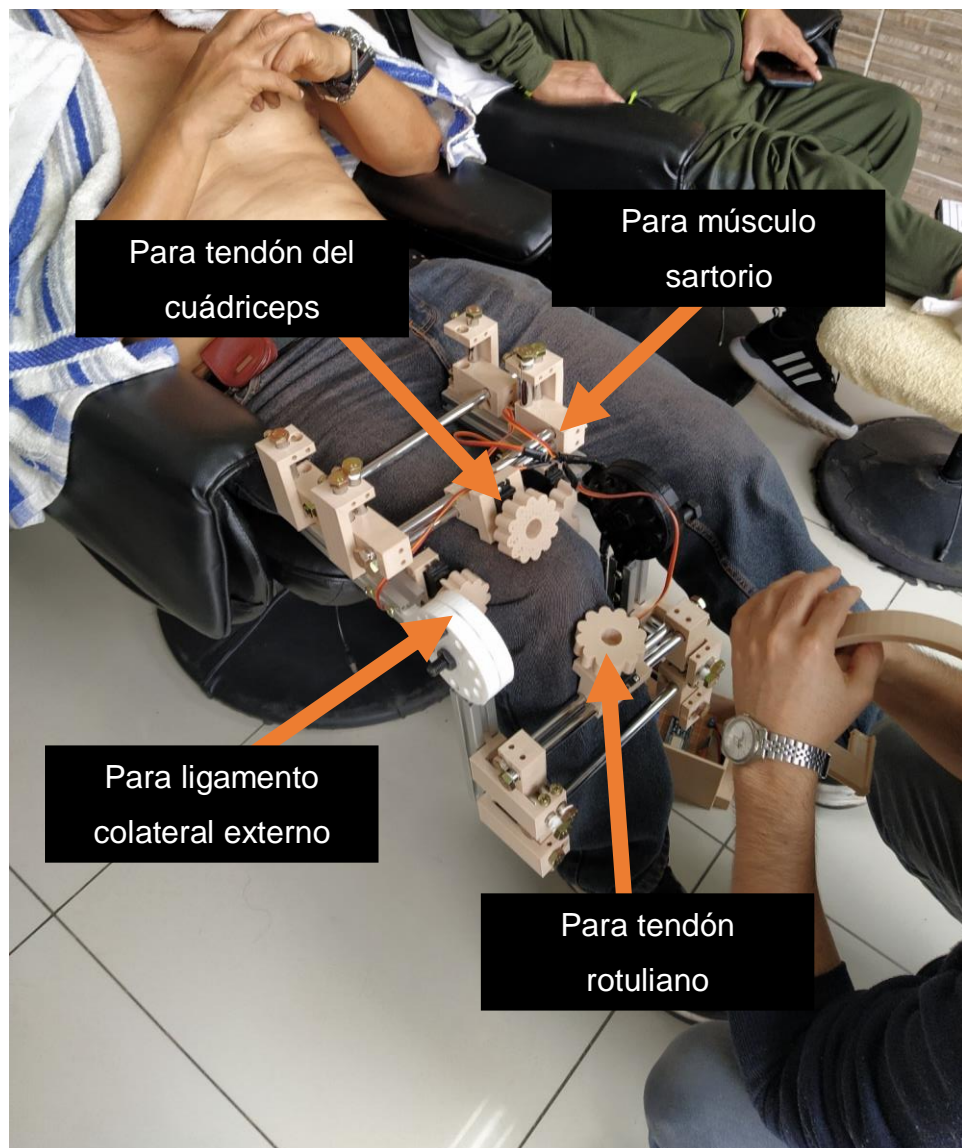


Figura 126. Paciente con exoesqueleto a 90°
Fuente: elaboración propia

El paciente número 3, se encontró con el exoesqueleto a 120°, la tercera posición que se mencionó para hacer pruebas, como se observa en la figura 127. En esta posición también se logró determinar una correcta sujeción del actuador sobre la zona del ligamento colateral externo y el músculo sartorio, también los tendones rotuliano y del cuádriceps. Considerando de que este paciente es distinto a los anteriores y también se logró poder ajustar correctamente. Se menciona también que el paciente presentaba una estatura de 1,64m y un peso de 65Kg.



Figura 127. Paciente con exoesqueleto a 120°
Fuente: elaboración propia

La correcta posición de los actuadores sobre nuestros musculo, tendón y ligamento implicados, muestra una clara importancia debido a que la correcta posición independientemente del paciente logró que el ajuste del exoesqueleto a distintas personas dentro de los limites establecidos es posible y funcional, como se decidió en los objetivos especificos, cumpliendo así parametros de este proyecto de tesis.

4.2.2. Resultados de la prueba de apoyo del sistema de frotamiento

Para obtener los resultados de esta prueba, se hizo la presión correspondiente del sistema de frotamiento sobre los pacientes, como se observa en la siguiente

figura 128, obteniendo una tabla de áreas que nos indican la zona de acción directa sobre la piel que tiene el mecanismo de frotamiento.



Figura 128. Mecanismo de frotación sobre zona de acción
Fuente: elaboración propia

En la tabla 35 y 36, se puede observar las medidas que se obtienen cuando el mecanismo de frotamiento presiona sobre la piel.

Tabla 35. Longitud de la presión del mecanismo de frotamiento sobre la piel

Largo	Primer Paciente	Segundo Paciente	Tercer Paciente
0°	2cm	2cm	2cm
90°	2cm	2cm	2cm
120°	2cm	2cm	2cm

Fuente: Elaboración propia

Tabla 36. Anchura de la presión del mecanismo de frotamiento sobre la piel

Ancho	Primer Paciente	Segundo Paciente	Tercer Paciente
0°	2,2cm	2,2cm	2,3cm
90°	2,1cm	2,2cm	2,1cm
120°	2cm	2,1cm	2cm

Fuente: elaboración propia

Tabla 37. Área de la presión del mecanismo de frotamiento sobre la piel

Área	Primer Paciente	Segundo Paciente	Tercer Paciente	Promedio Área
0°	4,4cm ²	4,4cm ²	4,6cm ²	4,46cm ²
90°	4,2cm ²	4,4cm ²	4,2cm ²	4,26cm ²
120°	4cm ²	4,2cm ²	4cm ²	4,07cm ²

Fuente: elaboración propia

Como se observó en la tabla 37, se obtiene como resultado de la presión del mecanismo de frotamiento sobre la piel, un área que se encuentra en contacto directo con la piel.

Las medidas de áreas transversales aproximadas de los músculos, ligamentos y tendones implicados, para poder tratarlos los vemos en la tabla 38. Mencionando que las limitaciones ayudan a estimar estos datos, ya que se contó con un determinado grupo de personas entre 1.60m a 1.70m, con un peso aproximado de 60Kg a 70Kg.

Tabla 38. Área transversal de zonas implicadas en una persona de 1,70m

Nombre	Área transversal promedio
Tendón rotuliano	12cm ²
Tendón del cuádriceps	20cm ²
Ligamento colateral	14cm ²
Músculo Sartorio	18cm ²

Fuente: elaboración propia

Para realizar una comparación, entre áreas de presión, se observa la tabla 39, dónde se pudo comparar directamente el área de acción del mecanismo de frotamiento, con el área que genera un tendón, músculo o ligamento.

Tabla 39. Comparación de áreas de acción para el mecanismo de frotamiento

Nombre	Área transversal	Mecanismo de frotamiento a 0°	Mecanismo de frotamiento 90°	Mecanismo de frotamiento 120°
Tendón rotuliano	12cm ²	4,46cm ²	4,26cm ²	4,07cm ²
Tendón del cuádriceps	20cm ²			
Ligamento colateral	14cm ²			
Músculo Sartorio	18cm ²			

Fuente: elaboración propia

De la tabla 39, se pudo definir que el área de acción cuando el mecanismo de frotamiento ejerce presión, es la suficiente para cubrir de manera correcta en todos los ángulos propuestos las zonas de acción para una correcta fisioterapia, siendo este el equivalente a la tercera parte aproximadamente de la zona de acción.

4.2.3. Resultados de la prueba de ajuste máximo

Para llegar a los resultados de esta prueba, se tuvo que desajustar el exoesqueleto para colocarlo en su posición mas amplia, y poder medir la cavidad que genera, para obtener un volumen máximo de operación, teniendo así los resultados de las medidas máximas y mínimas para poder operar correctamente. En la figura 129, se puede observar de manera desajustada el exoesqueleto, con sus medidas correspondientes.

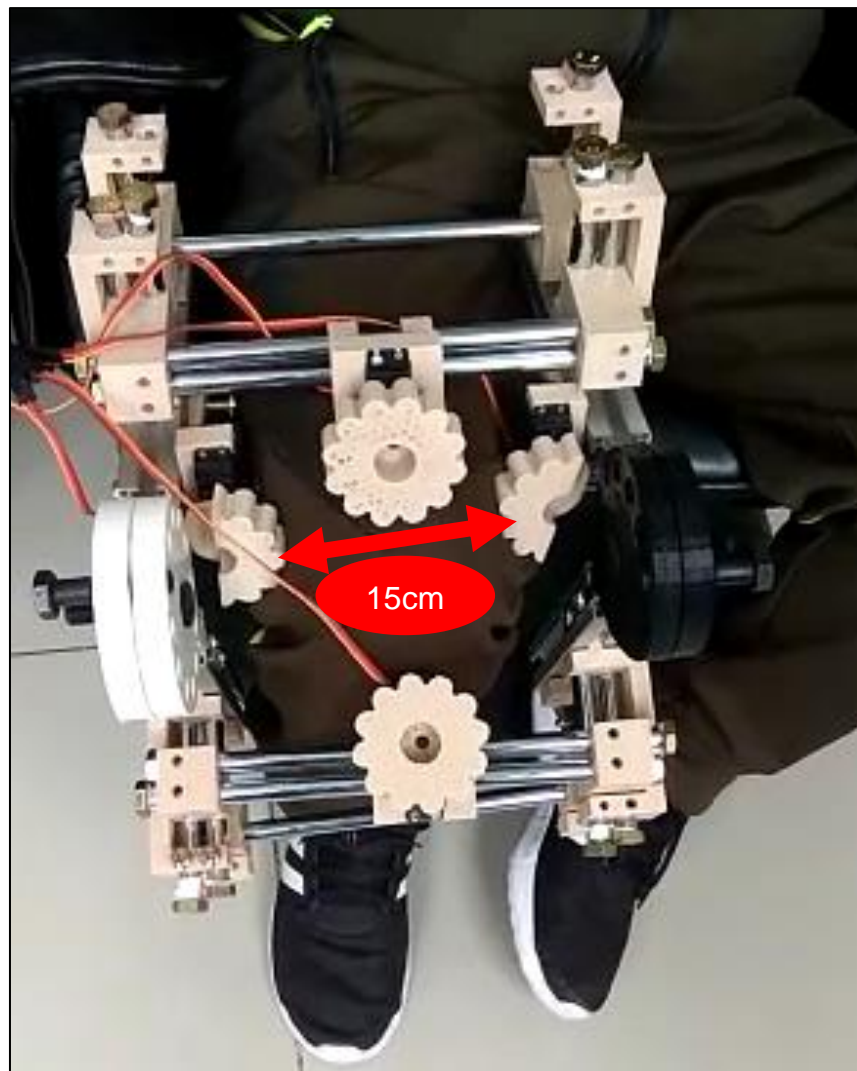


Figura 129. Exoesqueleto en 120°, desajustado en su máxima extensión
Fuente: Elaboración propia

Obtenemos según la figura 130 y el diseño, que la distancia cubre los 15 cm máximos que se planificó para una rodilla que usará el exoesqueleto.

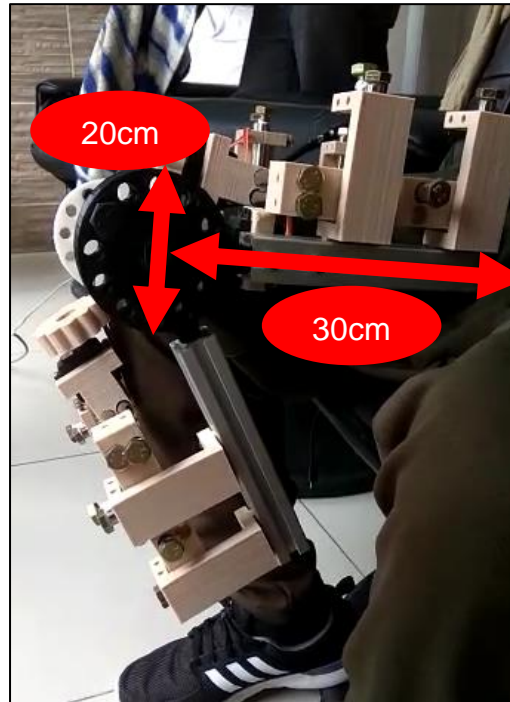


Figura 130. Paciente con exoesqueleto desajustado en su máxima extensión
Fuente: elaboración propia

Como resultado de la prueba se obtuvo el máximo volumen a ocupar por una pierna en la parte femoral, ya que la parte tibial, al ser más delgada por estudios de antropometría, logrará encajar si encaja la pierna en su parte femoral. Por tanto para lograr el resultado del volumen que se puede ocupar, se tomó el volumen que se puede obtener en la parte femoral, y obtener el doble para la parte tibial.

Tabla 40. Medidas y volumen máximo a ocupar en la estructura femoral

Dimensiones	Medida
Largo	30 cm
Ancho	15 cm
Altura	20 cm
Volumen	9000 cm ³

Fuente: elaboración propia

Como se puede observar en la tabla 40, el volumen generado para que el uso del exoesqueleto sea optimo, no debe superar los 9000 cm³.

4.2.4. Resultados de la prueba de consumo con respecto a otros sistemas

El consumo del exoesqueleto se encuentra en el máximo cuando este trabaja a plena carga, es decir, con todos los sistemas funcionando, por tanto, hallar la

corriente que se usa mientras el exoesqueleto se encuentra en funcionamiento con todo prendido, ayudo a obtener como resultado, la potencia consumida. Se tuvo un voltaje de 5 V y se pudo hallar la potencia directamente con la siguiente ecuación:

$$Potencia\ consumida = Voltaje \times Corriente \dots \dots \dots (11)$$

Donde se conocen todos los datos menos la corriente. Para obtener la corriente consumida a plena carga, se puso a funcionar todas las funciones del exoesqueleto, y luego medir en serie la corriente desde la fuente, como se observa en la figura 131.



Figura 131. Medición en multímetro de corriente consumida por el exoesqueleto
Fuente: elaboración propia

Teniendo la corriente, se pudo obtener la potencia, reemplazando los datos de la ecuación (11).

$$Potencia\ consumida = 5\ V \times 6.8\ A$$

$$Potencia\ consumida = 34\ Watts$$

Como se puede observar, la potencia consumida es baja y cumple con el bajo consumo de potencia que se planteo dentro de los objetivos especificos.

4.2.5. Resultados de la prueba de frotamiento sobre simulación de piel

Para probar las causas que realiza el frotamiento por un uso prolongado, se simuló una sección de piel con 4 capas de etilvinilacetato, material bastante usado en ortopedia y recubrimiento de prótesis. Como se observa en la figura 132, este material se expuso bajo presión constante por 24 horas ante el rozamiento continuo del mecanismo de frotamiento y en base a un análisis visual se determinó los daños de un uso prolongado del mecanismo de frotamiento realizado en este proyecto de tesis, además de concluir que, para aplicaciones y sesiones de 20 minutos, se encuentra firme y robusto para cumplir su función.



Figura 132. Capas de etilvinilacetato en contacto con el mecanismo de frotamiento
Fuente: elaboración propia

Luego de haber expuesto el etilvinilacetato frente al roce del actuador por 34 horas, se logró observar una mancha de desgaste en el material, lo que sería claramente una señal de que, si fuera piel humana, esta se encontraría dañada. Concluyendo que el mecanismo de frotamiento debe ser expuesto bajo tiempos cortos y con pausas, que no permitan un desgaste y calentamiento de la superficie a trabajar. Los daños que se encontraron se pueden ver en la figura

133. Donde claramente se puede ver la superficie de fricción con el mecanismo de frotamiento.



Figura 133. Desgaste del etilvinilacetato
Fuente: elaboración propia

La figura 133, nos da el resultado de la exposición prolongada al mecanismo de frotamiento, en términos mayores a 24 horas.

4.2.6. Resultados de prueba de ángulos del exoesqueleto

Para realizar la prueba de ángulos del exoesqueleto, se acomodó el mismo de tres maneras distintas. Estas 3 posiciones se demarcan en 0° , 90° y 120° de flexión de la rodilla. Estos ángulos se miden por retroalimentación en una pantalla LCD en base a un sensor colocado en el punto de giro de la estructura tibial y la estructura femoral. Estos ángulos sin embargo tienen un error de $\pm 2^\circ$. En una primera instancia, se colocó el exoesqueleto con la rodilla sin flexión y estirado, para tener la primera medida (0°), como se observa en la figura 134.



Figura 134. Exoesqueleto en 0° con error de $\pm 2^\circ$, marcando 2°
Fuente: elaboración propia

En una segunda instancia, se colocó el exoesqueleto a 90° , y se lee la pantalla LCD, para verificar el estado de flexión del exoesqueleto, así como se observa en la figura 135.

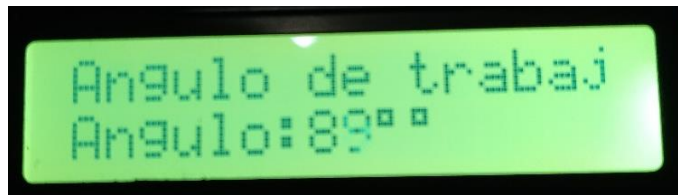


Figura 135. Exoesqueleto en 90° con error de $\pm 2^\circ$, marcando 89°
Fuente: elaboración propia

En una tercera instancia se colocó, por último, el exoesqueleto a 120°, y se observó la medición del LCD, para corroborar la posición, y se logra ver un error de $\pm 2^\circ$.

Así como se observa en la figura 136.



Figura 136. Exoesqueleto en 120° con error de $\pm 2^\circ$, marcando 121°
Fuente: elaboración propia

Como resultados de esta prueba se obtuvo la medida visualizada en la caja de control para dar conocimiento al operador del exoesqueleto u encargado, de conocer y saber en qué posición y ángulo se encuentra flexionada la rodilla, ya que tener la rodilla a 120° o a 0°, contiene distintas tensiones en los músculos involucrados que se trabajaran.

4.2.7. Resultados de la prueba de comunicación sistema y aplicación móvil

Para esta prueba, se requirió alejar la aplicación móvil instalada en el celular del receptor bluetooth puesto en la caja de control del exoesqueleto, y realizar varias mediciones sobre obstáculos para obtener una medida correcta de la capacidad de transmitir información de la presente tesis, además del tiempo en que tarda la comunicación en realizarse desde que se presiona una función en la aplicación móvil hasta que se ejecuta en el microcontrolador para acto seguido funcionar en el exoesqueleto.

El bluetooth al no estar conectado se encontro en un parpadeo constante de luces, indicando la búsqueda del dispositivo bluetooth, como se observa en la figura 137.

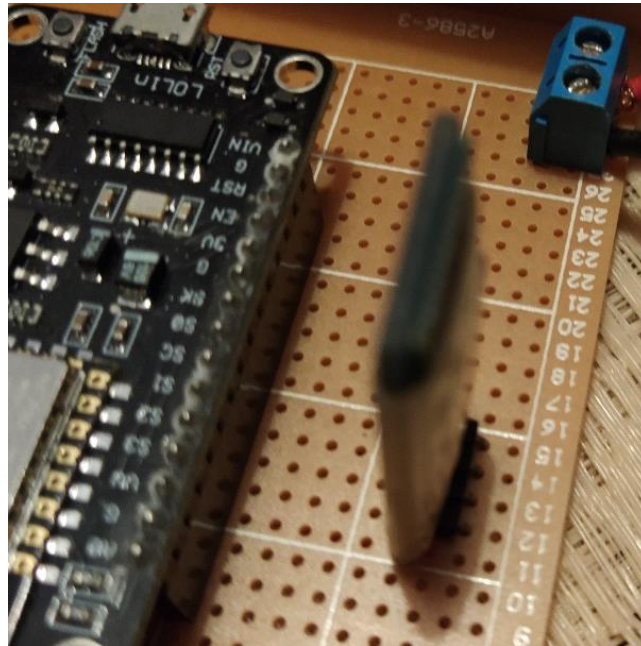


Figura 137. Bluetooth sin conectar a la aplicación
Fuente: elaboración propia

Para el caso de conexión del bluetooth, las luces indicadoras de búsqueda de dispositivos se quedaron iluminadas, mostrando que ya logró enlazar con el dispositivo que contiene la aplicación móvil, así como se observa en la figura 138.

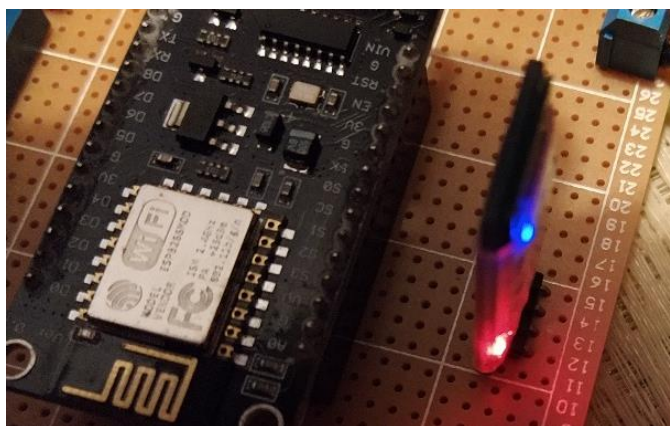


Figura 138. Bluetooth conectado a la aplicación
Fuente: elaboración propia

Se realizó la medición de la distancia máxima de alejamiento del dispositivo del receptor bluetooth alojado en la caja de control, para esto se hicieron dos

pruebas, la primera se alejó el receptor del móvil con la aplicación celular hasta observar la pérdida de conexión, en segundo lugar, se realizó lo mismo, mientras se alejaba el móvil con la aplicación celular a través de una pared delgada. Las medidas que se obtuvieron se observan en la tabla 41.

Tabla 41. Distancias de conexión entre móvil y aplicación móvil con Bluetooth

Pruebas	Sin pared	Con pared
Prueba 1	8,3m	4,5m
Prueba 2	7,8m	5,6m
Prueba 3	7,3m	4,7m
Prueba 4	6,7m	5,1m
Prueba 5	8,1m	4,7m
Prueba 6	8,4m	4,8m
Promedio pruebas	7,76m	4,9m

Fuente: Elaboración propia

Como se observó el promedio de alejamiento sin pared es de 7,76m, y el promedio de alejamiento con pared es de 4,9m. Estos resultados ayudaron a determinar el funcionamiento correcto en la sala de fisioterapia, ya que el espacio en el que se aplicará el exoesqueleto tiene medidas de 5 m x 7 m, sin contar con paredes de por medio, y una segunda sala de menor tamaño de 3 m x 5 m. Estos resultados medidos de la prueba nos indican el correcto funcionamiento del exoesqueleto con el dispositivo móvil y la aplicación estando situado en cualquier lado de la habitación.

4.2.8. Resultados de prueba integral del exoesqueleto

Los resultados de esta prueba se realizaron en la clínica geriátrica con la ayuda del terapeuta a cargo y tres pacientes que se encontraban en el ambiente de rehabilitación de la clínica geriátrica militar de chorrillos los cuales cumplían con los límites de altura entre 1.60 m a 1.70 m y peso de 60 Kg a 70 Kg accediendo amablemente a recibir fisioterapia del exoesqueleto.

Previamente al uso del exoesqueleto se les dio una demostración a los pacientes para que tengan una mejor noción de la función del exoesqueleto.

Se comenzó con el subsistema eléctrico verificando la fuente de 5 V y 10 A trabajo de manera óptima alimentando el subsistema electrónico como podemos observar en la figura 139.



Figura 139. Subsistema eléctrico y electrónico
Fuente: elaboración propia

Una vez confirmada la alimentación se procedió a abrir el subsistema software, conformado por la aplicación móvil, para lograr por medio de bluetooth, el control de los movimientos del exoesqueleto. Como se puede observar en la figura 140.

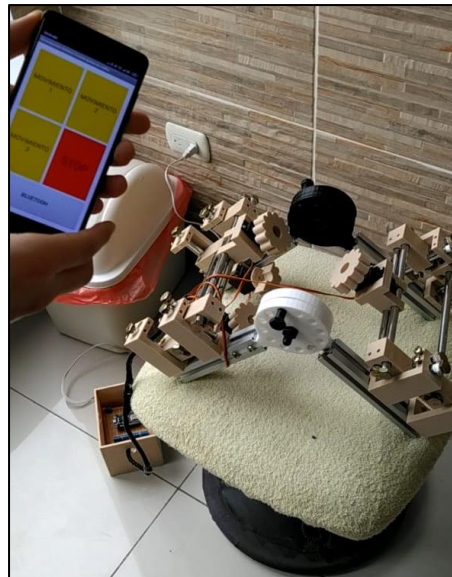


Figura 140. Subsistema software y mecánico
Fuente: elaboración propia

Una vez hecho esto se verificó que el subsistema mecánico responda correctamente a los movimientos programados en el microcontrolador y accionados desde el celular, teniendo de esta manera el accionamiento de los

actuadores y sus ángulos de acción en las zonas de acción sobre la pierna del paciente.

Una vez verificado se procedió a probarlo en los 3 pacientes y con cada uno de ellos un ángulo de trabajo distinto, en base a su nivel de artrosis, como se observa en la figura 141, 142, 143.



Figura 141. Paciente 1
Fuente: elaboración propia



Figura 142. Paciente 2
Fuente: elaboración propia



Figura 143. Paciente 3
Fuente: elaboración propia

Como resultado se confirmó cada una de las pruebas realizadas anteriormente, en lo que se buscó demostrar el correcto funcionamiento del exoesqueleto sobre las zonas de acción en las rodillas de los pacientes. Concluyendo que la integración de los subsistemas se realizó eficazmente por tanto se cumplió con el objetivo general planteado para esta tesis.



Figura 144. Personal de Fisioterapia en la Clínica Militar Geriatrica de Chorrillos
Fuente: elaboración propia

CONCLUSIONES

1. (Se concluye que en base a las pruebas y resultados obtenidos, la acción fisioterapéutica mantiene métodos y técnicas, que se replicaron a un diseño mecánico, eléctrico, electrónico e informático, que simulan la acción humana en fisioterapia, manteniendo una correcta función con respecto al ajuste y flexión mecánica del exoesqueleto sobre la pierna del paciente, así como una correcta sujeción de frotamiento firme sobre un área de acción indicada, que cumple con aplicar presión mecánica a partir de un actuador eléctrico controlado por modulación por ancho del pulso, que ordenado vía inalámbrica a través de una aplicación móvil logra realizar presión controlada sobre determinados ligamentos, músculos y tendones, que logran la irrigación de sangre que evita inflamaciones y la constante evolución de la artrosis, manteniendo así como sistema mecatrónico las necesidades requeridas para operar de manera eficiente en un ambiente como la clínica militar geriátrica de chorrillos, determinando así los correctos resultados planteados en el objetivo general.)
2. (Se determina que por la prueba de área de contacto y prueba de ajuste máximo, el diseño mecánico apoyado por el software SolidWorks logró realizar la funcionalidad correcta para el ajuste en distintos tipos de piernas y lograr una flexión, que en base a ángulos, que también fueron tomados y diseñados de manera mecánica, logra que el exoesqueleto se ajuste y pueda flexionar en una extremidad inferior de un paciente con artrosis de rodilla, tal y como se comprobó en los resultados de dichas pruebas, donde se observa que el área de acción del actuador es variable, para así poder tener un ajuste en cualquier posición, independientemente de si se encuentra con una pierna izquierda o derecha. También se concluye que el área de contacto del mecanismo de frotamiento, realiza una correcta sujeción sobre el área de contacto a presionar, lo que nos indica que cumple con imitar la presión humana realizada por un fisioterapeuta sobre los músculos, tendones y ligamentos a tratar.)
3. (Se demuestra que en base a la prueba de bajo consumo el exoesqueleto mantiene un consumo estable de corriente, al ser usado a plena carga, lo que garantiza un sistema eléctrico estable, que comprueba la soltura de la fuente de alimentación, tal y como se diseñó, en base a un consumo a plena carga consiguiendo solo el 65% de la potencia,

ya que así de tal modo se evitan sobrecalentamientos y estrés en los dispositivos del exoesqueleto, demostrando el funcionamiento prolongado del exoesqueleto en la clínica militar geriátrica de chorrillos.)

4. (Se demuestra bajo la prueba de ángulo de trabajo de los motores, que la superficie de contacto del mecanismo de frotamiento es capaz de solventar el área necesaria para poder actuar sobre los determinados tendones, ligamentos y músculos a tratar. Esto nos permite concluir que la zona de acción del mecanismo de frotamiento nos da un buen soporte sobre el área de acción a tratar, imitando los movimientos realizados por un fisioterapeuta, cumpliendo con el objetivo general.)
5. (Se demuestra que, en la prueba de comunicación, las velocidades de transmisión de datos de la electrónica cumplen con tener una rápida respuesta en un determinado rango, que varía de acuerdo con la cantidad de objetos que se encuentren interpuestos. Concluyendo que las distancias requeridas para la correcta comunicación superan el tamaño del espacio donde se aplicara la funcionalidad del exoesqueleto.)
6. (Se concluye en base a la prueba integral, la positiva aceptación de los pacientes hacia el exoesqueleto, que abre caminos a nuevos proyectos de robótica ortótica usando exoesqueletos, para tratar artrosis en rodilla, y otras zonas comúnmente afectadas.)

RECOMENDACIONES

1. (Se recomienda la retroalimentación en mayor capacidad, para obtener un control supervisado de cada elemento en el exoesqueleto.)
2. (Se recomienda aplicar un sistema automático de flexión en la rodilla, para mejorar la capacidad de ajuste del exoesqueleto, mejorando tiempos para el autoajuste y flexión.)
3. (Se puede adicionar más actuadores a la pierna para realizar como adicional el tratamiento de artrosis de cadera, que es similar en multitud de parámetros a la artrosis de rodilla.)
4. (Se recomienda usar materiales biocompatibles en su totalidad.)
5. (Se recomienda redireccionar el exoesqueleto a otras partes del cuerpo para generar rehabilitación.)
6. (Se recomienda el uso de llevar una retroalimentación por distancia a través de internet, para un monitoreo y registro más completo.)

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alonso, A. (2002). *Artrosis: definición y clasificación*. Madrid: IM&C.
- Arcos Legarda, W. (2013). *Control automático de un exoesqueleto de marcha para pacientes con discapacidad motora*. (tesis de postgrado) Bogotá: Universidad Nacional de Colombia.
- Azorín Lizán, M., Pina Serrano, M., & Martínez Payá, J. (2005). Biomecánica y reeducación de la marcha tras intervención mediante artroscopia de rodilla. *Revista de Fisioterapia*, 3 a 14.
- Calderón, R. R. (2018). *Situación de la Población Adulto Mayor*. Lima: INEI.
- Ceccarelli, M., & Faruk Kececi, E. (2015). *Design and prototypes of mobile robots*. New York: Momentum Press Engineering.
- Celedon, H. (2016). *Diseño mecatrónico de un robot exoesqueleto de extremidad superior para rehabilitación de personas con discapacidad parcial en el codo*. (tesis de pregrado) Bogotá: Universidad Santo Tomás.
- Composición química del acero 6061*. (s.f.). Obtenido de https://www.researchgate.net/figure/Chemical-Composition-of-Al-6061-alloy_tbl1_301674211
- Composición química del acero inoxidable 304*. (s.f.). Obtenido de http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-56092011000100002
- Composición química del Titanio 6Al-7Nb*. (s.f.). Obtenido de https://www.researchgate.net/figure/Mechanical-properties-of-Ti-6Al-4V-alloy-at-room-temperature_tbl1_267805516
- Cyberdyne Inc. (17 de Agosto de 2019). *HAL*. Obtenido de Hybrid Assistive Limb: <https://www.cyberdyne.jp/english/products/fl05.html>
- de Kruif, B., O'Sullivan, L., Schmidhauser, E., & Stadler, K. (2016). *Interaction modelling for wearable assistive devices*. New York: ACM.
- Fisioterapia de cadera en paciente*. (s.f.). Obtenido de <https://www.terapiasmanuales.com/cual-es-el-tratamiento-de-la-artrosis-en-fisioterapia/>

- Focke Martínez, S., Kuzmicheva, O., & Graeser, A. (2017). *Joint trajectory generation and control for overground robot-based gaot rehabilitation system MOPASS*. New York: ACM.
- Galán Cutipa, F. (2017). *Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitación de extremidades superiores*. (tesis de postgrado) Piura: Repositorio Institucional Pirhua.
- Garcés Beltran, A. (2017). *Diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento*. (tesis de pregrado) Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú.
- García, D., & Ramón, L. (2002). *Artrrosis. Guía de actuación en atención primaria*. Barcelona: Sociedad Española de Medicina Familiar y Comunitaria.
- Giménez Basallote, A., Schewe, H., & Heipertz, W. (2003). *Fisioterapia descripción de las técnicas y tratamiento*. Madrid: Paidotribo.
- Hybrid Assistive Limb*. (s.f.). Obtenido de <https://www.cyberdyne.jp/english/products/fl05.html>
- Maldonado, F. A. (2011). *Diseño y control de una ortesis activa de tobillo para personas con problemas de pie caído*. Colombia: Institución Universitaria Antonio José Camacho.
- Mayra, E. (2013). *Análisis mediante FEM de la rodilla humana durante la fase de apoyo de la marcha*. Ciudad de México: Universidad Nacional Autónoma de México.
- Pons, J. (2008). *Wearable robots: Biomechatronic exoskeletons*. Madrid: John Wiley & Sons, Ltd.
- Propiedades físicas del acero inoxidable 304*. (s.f.). Obtenido de <http://www.ferrocortes.com.co/inoxidable-sae-304/>
- Propiedades físicas del aluminio 6061*. (s.f.). Obtenido de https://www.alacermas.com/img/galeria/files/aluminio/chapa_6061_aluminio.pdf
- Propiedades físicas del Titanio 6Al-7Nb*. (s.f.). Obtenido de https://www.researchgate.net/figure/Physical-and-mechanical-properties-of-Ti6Al4V_tbl1_269474044
- Propiedades mecánicas del ABS*. (s.f.). Obtenido de <http://www.limacomponentes.com/index.php/27-home/main-services/74-research-development-2>

- Propiedades mecánicas del acero inoxidable 304.* (s.f.). Obtenido de https://www.researchgate.net/figure/Material-Properties-for-Type-304-Stainless-Steel_tbl2_242109512
- Propiedades mecánicas del aluminio 6061.* (s.f.). Obtenido de https://www.alacermas.com/img/galeria/files/aluminio/chapa_6061_aluminio.pdf
- Propiedades mecánicas del PETG.* (s.f.). Obtenido de <https://polymaker.com/introducing-polymax-petg/>
- Propiedades Mecánicas del PLA.* (s.f.). Obtenido de <http://www.cienciacierta.uadec.mx/2018/09/09/analisis-de-las-propiedades-fisicoquimicas-de-materiales-polimericos-para-re-uso-en-impresiones-3d/>
- Propiedades mecánicas del Titanio 6Al-7Nb.* (s.f.). Obtenido de http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0124-81702014000200001
- Qiaoling, M., Meng, W., Shichuan, X., Hongliu, Y., Haicun, S., & Hui, Z. (2017). *Mechanical design of an elbow exoskeleton device. In proceedings of the 11th international convention on rehabilitation engineering and assistive technology, i-CREAtE 2017.* Kaki Bukit: Singapore Therapeutic.
- Rehabilitación pasiva y activa.* (s.f.). Obtenido de <http://www.fisiolab.mx/rehabilitacion-pasiva>
- REX BIONICS. (17 de Agosto de 2019). *Rex.* Obtenido de Product Info: <http://www.rexbionics.com/product-information/>
- Robot Extensor.* (s.f.). Obtenido de <https://ecodiario.eleconomista.es/ciencia/noticias/7754469/08/16/Crean-en-Japon-un-exoesqueleto-para-retrasar-la-edad-de-jubilacion.html>
- Robot Ortótico de extremidades inferiores.* (s.f.). Obtenido de <https://www.shutterstock.com/es/video/clip-19304152-medical-walking-robot-rehabilitation-rehab-remediation-people>
- Robot protésico de brazo completo.* (s.f.). Obtenido de <https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/category/protetica/page/6/>
- Robot REX.* (s.f.). Obtenido de <http://www.rexbionics.com/product-information/>
- Rocon, E., & Pons, J. (2011). *Exoskeletons in rehabilitation robotics.* Berlín: Springer.
- Rodilla Sana y Rodilla con Artrosis.* (s.f.). Obtenido de <https://clinicamartingomez.es/lesiones-de-rodilla/artrosis-de-rodilla-gonartrosis/>

- Rodríguez de la Serna, A. (2008). *Arthros*. Barcelona: Publicaciones Permanyer.
- Rose, J., & G. Gamble, J. (2006). *Human walking*. Philadelphia.
- Sañido, I., & Minguenza, Y. (2013). Guía para el cuidado de la rodilla. *Fundación MAPFRE*, 31-33.
- Sosa Mendez, D. (2017). *Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de hombro*. (tesis de postgrado) Oaxaca: Universidad Tecnológica de la Mixteca.
- Subervier Ortiz, L. (2017). *Empleo del ejercicio en la fisioterapia como tratamiento de la osteoartritis de rodilla en adultos mayores*. Ciudad de México: Medigraphic.
- Surakijboworn, M., & Wannasuphoprasit, W. (2015). *Design of a novel finger exoskeleton with a sliding six-bar joint mechanism*. New York: ACM.
- Zaldivar, R. A. (2014). *Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina*. (tesis de pregrado) Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú.
- Zhiyong, Y., Wenjin, G., Jing, Z., & Lihua, G. (2017). *Force control theory and method of human load carrying exoskeleton suit*. Yantai: Springer Berlin Heidelberg.

ANEXOS

Anexo 1. Características técnicas del aluminio 6061

-6061- (ALUMINIO – MAGNESIO – SILICIO)

COMPOSICIÓN QUÍMICA

%	Si	Fe	Cu	Mn	Mg	Cr	Zn	Ti	Otros elementos	Al
Mínimo	0,40		0,15		0,80	0,04			Otros Total	
Máximo	0,80	0,70	0,40	0,15	1,20	0,35	0,25	0,15	0,05 0,15	El resto









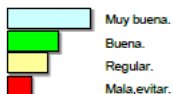
PROPIEDADES MECÁNICAS TÍPICAS (a temperatura ambiente de 20°C)

Estado	Características a la tracción					Dureza Brinell (HB)
	Carga de rotura Rm. N/mm ²	Límite elástico Rp 0,2, N/mm ²	Alargamiento A 5,65%	Límite a la fatiga N/mm ²	Resistencia a la cizalladura τ N/mm ²	
0	125	55	27	120	85	30
T4	235	140	21	180	150	65
T6	310	270	14	190	190	95

PROPIEDADES FÍSICAS TÍPICAS (a temperatura ambiente de 20°C)

Módulo elástico N/mm ²	Peso específico g/cm ³	Intervalo de fusión °C	Coefficiente de dilatación lineal 1/10 ⁶ K	Conductividad térmica W/m K	Resistividad eléctrica a 20°C - $\mu\Omega$ cm	Conductividad eléctrica % IACS	Potencial de disolución V
70,000	2,70	580-650	23,3	T4-155 T6-166	T4-4,3 T6-4,0	T4-40 T6-43	-0,83

APTITUDES TECNOLÓGICAS

SOLDADURA A la llama Al arco bajo gas argón Por resistencia eléctrica Braseado		MECANIZACIÓN Fragmentación de la viruta Brillo de superficie	Estado: 0  Estado: T6 
COMPORTAMIENTO NATURAL En ambiente rural En ambiente industrial En ambiente marino En agua de mar		EMBUTICIÓN Por expansión Embutición profunda	Estado: 0  Estado: T6 
ANODIZADO De protección Decorativo Anodizado duro		RECUBRIMIENTO Lacado Galvanizado Níquel químico	 

RADIOS DE PLEGADO

Estado	0,4<e<0,8 mm,	0,8<e<1,6 mm	1,6<e<3,2 mm,	3,2<e<4,8 mm,	4,8<e<6 mm,	6<e<10 mm,	10<e<12 mm,
0	0	0,5	1	1	1	1,5	2
T4	0,5	1	1,5	2,5	3	3,5	4
T6	1,5	2,5	3,5	3,5	4	4,5	5

Multiplicar el coeficiente por el espesor (e) de la chapa

CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DE LA ALEACIÓN A DIFERENTES TEMPERATURAS

Estado	-195°C			-80°C			-30°C			+25°C			+100°C		
	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65
T6	415	325	22	340	290	18	325	285	18	310	275	17	290	260	18

Estado	+150°C			+205°C			+260°C			+315°C			+370°C		
	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65
T6	235	215	20	130	105	28	50	34	60	32	19	85	21	12	95

Rm N/mm²; Rp N/mm²; A 5,65 %

Según normas A.A.

TRATAMIENTOS DEL ALUMINIO

Estado	Tratamiento de puesta en solución T°C	Medio de temple	Tratamientos de maduración artificial. Mantenimiento a T° en horas	Maduración natural.
T4	530°C ± 5 °C	Agua a 40°C máx.		4 días mínimo
T6	530°C ± 5 °C		(**) 8 horas a 175± 5°C ó 6 horas a 185± 5°C	

(**) Este tratamiento da mejores características mecánicas y alargamiento.

Intervalo de temperatura de forja: 350° – 500°C

Recocido total: 420°C, con enfriamiento lento hasta 250°C

Recocido contra acritud: 340°C

1 kg / mm² = 9,81 N/mm²; 1N/mm² = 1MPa

APLICACIONES

Se aplica en la industria para la fabricación de moldes, troqueles, maquinaria, herramientas, vehículos, ultraligeros, vagones de ferrocarril, industria naval, piezas de bicicletas, muebles, oleoductos, estructuras de camiones, construcciones navales, puentes, usos civiles y militares, calderería, torres y postes, construcción de calderas, motoras, aplicaciones aeroespaciales, cobertura de rotores de helicópteros, remaches, etc.

OBSERVACIONES

Es una aleación desarrollada para cubrir en características mecánicas el campo entre la 6063 y las aleaciones del grupo AlCu y AlZn. El tiempo entre el temple y la maduración artificial no debe superar las 2 horas. Esta aleación que endurece por tratamiento térmico, tiene una buena aptitud a la soldadura pero pierde casi un 30% de la carga de rotura en la zona soldada.

Anexo 2. Perfil aluminio tipo t (30 mm x 30 mm)

10025

Perfiles de aluminio 30x30 ligeros

Tipo I



Material:

Aluminio EN AW-6063 T66 (AlMgSi0,5 F25).

Versión:

Endurecido en caliente, colores naturales anodizados.

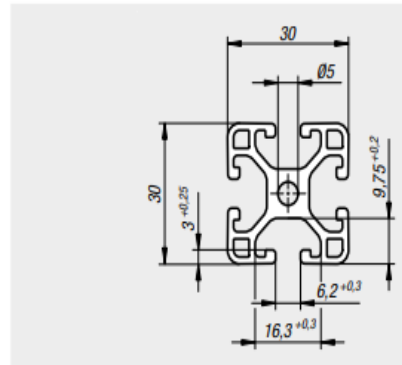
Ejemplo de pedido:

n/m 10025-063030X*

* Indicar la longitud en intervalos de mm enteros. La máxima longitud de suministro es de 6.000 mm.

Indicación:

Perfil de aluminio en versión ligera para construcciones de peso optimizado.



Referencia	Ancho de ranura	Perfil	Ix cm ⁴	Iy cm ⁴	Wx cm ³	Wy cm ³	Superficie de perfil cm ²	F1 máx. kN	Peso aprox. kg/m
10025-063030X****	6	30x30	2,9	2,9	1,94	1,94	3,43	0,5	0,93

Technical data sheet PLA

Ultimaker

Chemical composition	See PLA safety data sheet, section 3
Description	Ultimaker PLA filament provides a no-hassle 3D printing experience thanks to its reliability and good surface quality. Our PLA is made from organic and renewable sources. It's safe, easy to print with, and it serves a wide range of applications for both novice and advanced users
Key features	Good tensile strength and surface quality, easy to work with at high print speeds, user-friendly for both home and office environments, PLA allows the creation of high-resolution parts. There is a wide range of color options available
Applications	Household tools, toys, educational projects, show objects, prototyping, architectural models, as well as lost casting methods to create metal parts
Non-suitable for	Food contact and <i>in vivo</i> applications. Long term outdoor usage or applications where the printed part is exposed to temperatures higher than 50 °C

Filament specifications

	Value	Method
Diameter	2.85 ± 0.10 mm	-
Max roundness deviation	0.10 mm	-
Net filament weight	350 g / 750 g	-
Filament length	~ 44 m / ~ 95 m	-

Color information

Color	Color code
PLA Green	RAL 6018
PLA Black	RAL 9005
PLA Silver Metallic	RAL 9006
PLA White	RAL 9010
PLA Transparant	N/A
PLA Orange	RAL 2008
PLA Blue	RAL 5002
PLA Magenta	RAL 4010
PLA Red	RAL 3020
PLA Yellow	RAL 1003
PLA Pearl White	RAL 1013

Mechanical properties*

	Injection molding		3D printing	
	Typical value	Test method	Typical value	Test method
Tensile modulus	-	-	2,346.5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Tensile stress at yield	-	-	49.5 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Tensile stress at break	-	-	45.6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Elongation at yield	-	-	3.3%	ISO 527 (50 mm/min)
Elongation at break	-	-	5.2%	ISO 527 (50 mm/min)
Flexural strength	-	-	103 MPa	ISO 178
Flexural modulus	-	-	3,150 MPa	ISO 178
Izod impact strength, notched (at 23 °C)	-	-	5.1 kJ/m ²	ISO 180
Charpy impact strength (at 23 °C)	-	-	-	
Hardness	-	-	83 (Shore D)	Durometer

Electrical properties*

	Typical value	Test method	Typical value	Test method
Dissipation factor (at 1 MHz)	-	-	0.008	ASTM D150-11
Dielectric constant (at 1 MHz)	-	-	2.70	ASTM D150-11

Thermal properties

	Typical value	Test method
Melt mass-flow rate (MFR)	6.09 g/10 min	ISO 1133 (210 °C, 2.16 kg)
Heat detection (at 0.455 MPa)	-	-
Heat deflection (at 1.82 MPa)	-	-
Vicat softening temperature	-	-
Glass transition	- 60 °C	ISO 11357
Coefficient of thermal expansion	-	-
Melting temperature	45 - 160 °C	ISO 11357
Thermal shrinkage	-	-

Other properties

	Value	Test method
Specific gravity	1.24	ASTM D1505
Flame classification	-	-

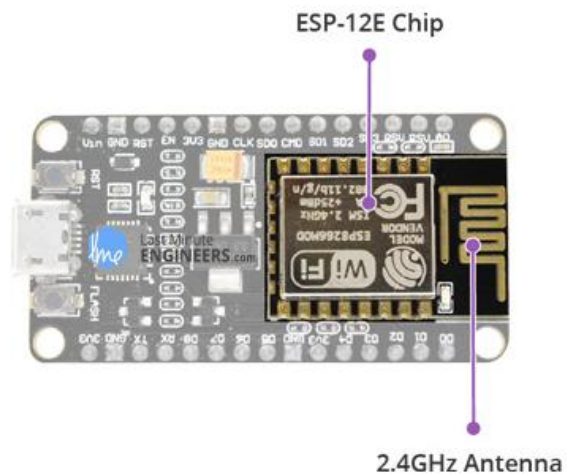
Anexo 4. Especificaciones técnicas del ESP 8266

ESP-12E Module [↗](#)

The development board equips the ESP-12E module containing ESP8266 chip having **Tensilica Xtensa® 32-bit LX106 RISC microprocessor** which operates at **80 to 160 MHz** adjustable clock frequency and supports **RTOS**.

ESP-12E Chip

- Tensilica Xtensa® 32-bit LX106
- 80 to 160 MHz Clock Freq.
- 128kB internal RAM
- 4MB external flash
- 802.11b/g/n Wi-Fi transceiver

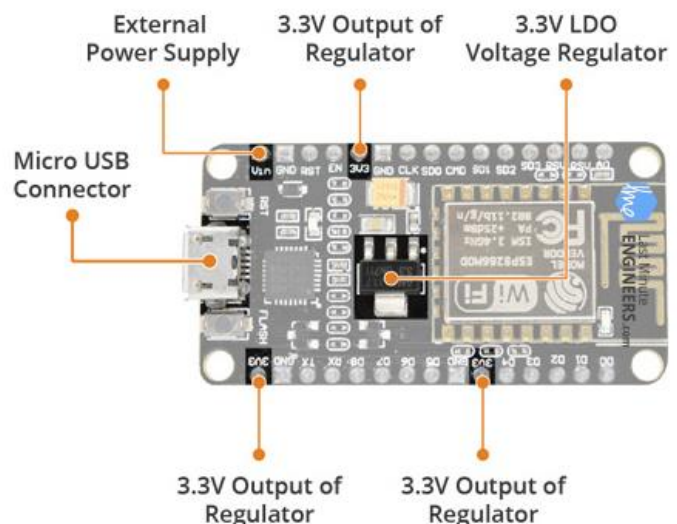


Power Requirement

As the operating voltage range of ESP8266 is **3V to 3.6V**, the board comes with a LDO voltage regulator to keep the voltage steady at 3.3V. It can reliably supply up to 600mA, which should be more than enough when ESP8266 pulls as much as **80mA during RF transmissions**. The output of the regulator is also broken out to one of the sides of the board and labeled as 3V3. This pin can be used to supply power to external components.

Power Requirement

- Operating Voltage: 2.5V to 3.6V
- On-board 3.3V 600mA regulator
- 80mA Operating Current
- 20 μ A during Sleep Mode



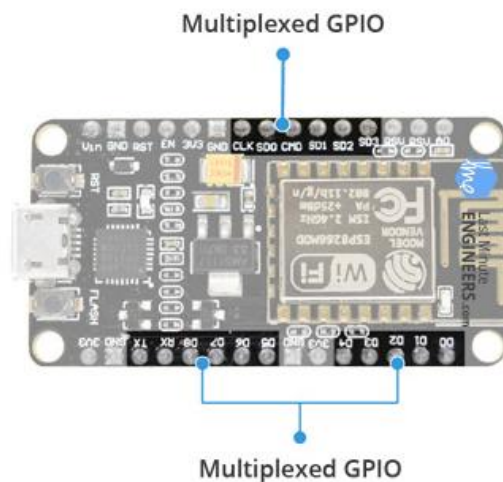
Peripherals and I/O

The ESP8266 NodeMCU has total **17 GPIO pins** broken out to the pin headers on both sides of the development board. These pins can be assigned to all sorts of peripheral duties, including:

- **ADC channel** – A 10-bit ADC channel.
- **UART interface** – UART interface is used to load code serially.
- **PWM outputs** – PWM pins for dimming LEDs or controlling motors.
- **SPI, I2C & I2S interface** – SPI and I2C interface to hook up all sorts of sensors and peripherals.
- **I2S interface** – I2S interface if you want to add sound to your project.

Multiplexed I/Os

- 1 ADC channels
- 2 UART interfaces
- 4 PWM outputs
- SPI, I2C & I2S interface

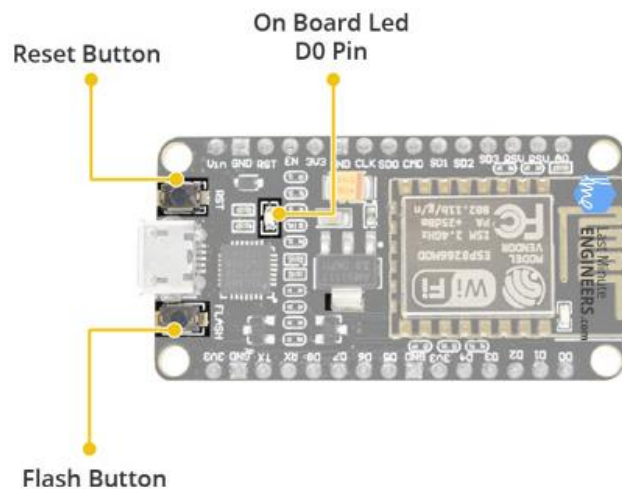


On-board Switches & LED Indicator

The ESP8266 NodeMCU features two buttons. One marked as **RST** located on the top left corner is the Reset button, used of course to reset the ESP8266 chip. The other **FLASH** button on the bottom left corner is the download button used while upgrading firmware.

Switches & Indicators

- **RST** – Reset the ESP8266 chip
- **FLASH** – Download new programs
- **Blue LED** – User Programmable



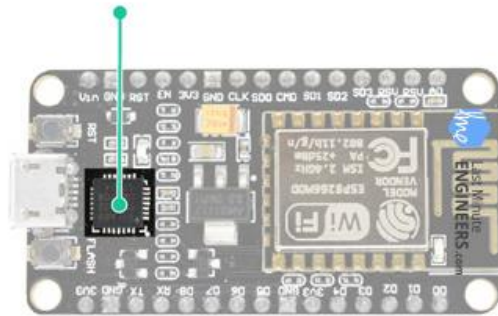
Serial Communication

The board includes CP2102 USB-to-UART Bridge Controller from [Silicon Labs](#), which converts USB signal to serial and allows your computer to program and communicate with the ESP8266 chip.

Serial Communication

- CP2102 USB-to-UART converter
- 4.5 Mbps communication speed
- Flow Control support

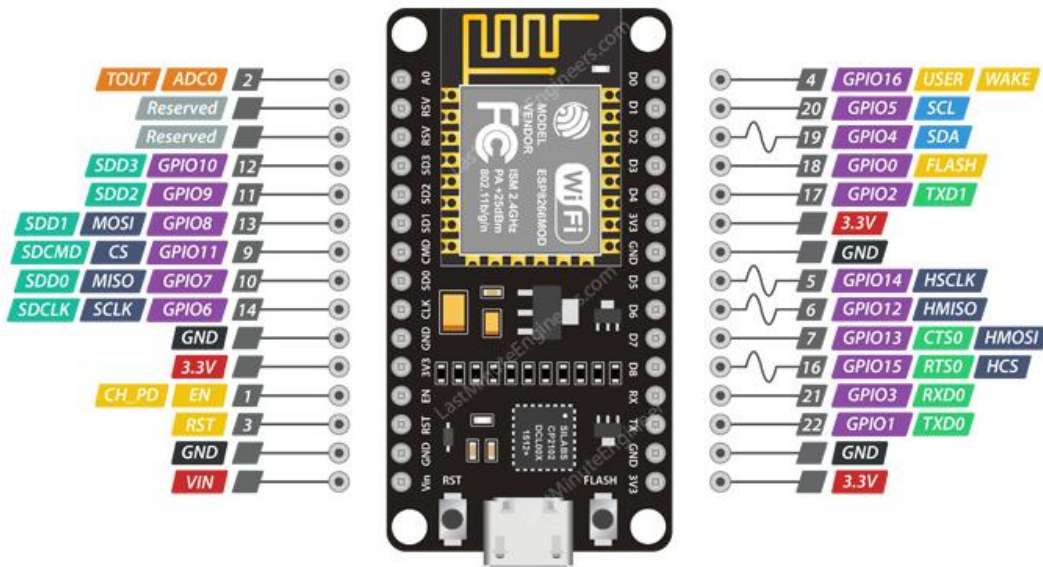
USB To TTL Converter
CP2102



If you have an older version of CP2102 driver installed on your PC, we recommend upgrading now.

ESP8266 NodeMCU Pinout [↗](#)

The ESP8266 NodeMCU has total 30 pins that interface it to the outside world. The connections are as follows:



For the sake of simplicity, we will make groups of pins with similar functionalities.

Power Pins There are four power pins viz. one VIN pin & three 3.3V pins. The VIN pin can be used to directly supply the ESP8266 and its peripherals, if you have a regulated 5V voltage source. The 3.3V pins are the output of an on-board voltage regulator. These pins can be used to supply power to external components.

GND is a ground pin of ESP8266 NodeMCU development board.

I2C Pins are used to hook up all sorts of I2C sensors and peripherals in your project. Both I2C Master and I2C Slave are supported. I2C interface functionality can be realized programmatically, and the clock frequency is 100 kHz at a maximum. It should be noted that I2C clock frequency should be higher than the slowest clock frequency of the slave device.

GPIO Pins ESP8266 NodeMCU has 17 GPIO pins which can be assigned to various functions such as I2C, I2S, UART, PWM, IR Remote Control, LED Light and Button programmatically. Each digital enabled GPIO can be configured to internal pull-up or pull-down, or set to high impedance. When configured as an input, it can also be set to edge-trigger or level-trigger to generate CPU interrupts.

ADC Channel The NodeMCU is embedded with a 10-bit precision SAR ADC. The two functions can be implemented using ADC viz. Testing power supply voltage of VDD3P3 pin and testing input voltage of TOUT pin. However, they cannot be implemented at the same time.

UART Pins ESP8266 NodeMCU has 2 UART interfaces, i.e. UART0 and UART1, which provide asynchronous communication (RS232 and RS485), and can communicate at up to 4.5 Mbps. UART0 (TXD0, RXD0, RST0 & CTS0 pins) can be used for communication. It supports flow control. However, UART1 (TXD1 pin) features only data transmit signal so, it is usually used for printing log.

SPI Pins ESP8266 features two SPIs (SPI and HSPI) in slave and master modes. These SPIs also support the following general-purpose SPI features:

- 4 timing modes of the SPI format transfer
- Up to 80 MHz and the divided clocks of 80 MHz
- Up to 64-Byte FIFO

SDIO Pins ESP8266 features Secure Digital Input/Output Interface (SDIO) which is used to directly interface SD cards. 4-bit 25 MHz SDIO v1.1 and 4-bit 50 MHz SDIO v2.0 are supported.

PWM Pins The board has 4 channels of Pulse Width Modulation (PWM). The PWM output can be implemented programmatically and used for driving digital motors and LEDs. PWM frequency range is adjustable from 1000 μ s to 10000 μ s, i.e., between 100 Hz and 1 kHz.

Control Pins are used to control ESP8266. These pins include Chip Enable pin (EN), Reset pin (RST) and WAKE pin.

Anexo 5. Especificaciones técnicas del módulo bluetooth HC-06

- Wireless transceiver
 - Sensitivity (Bit error rate) can reach -80dBm.
 - The change range of output's power: -4 - +6dBm.
- Function description (perfect Bluetooth solution)
 - Has an EDR module; and the change range of modulation depth: 2Mbps - 3Mbps.
 - Has a build-in 2.4GHz antenna; user needn't test antenna.
 - Has the external 8Mbit FLASH
 - Can work at the low voltage (3.1V~4.2V). The current in pairing is in the range of 30~40mA.
The current in communication is 8mA.
 - Standard HCI Port (UART or USB)
 - USB Protocol: Full Speed USB1.1, Compliant With 2.0
 - This module can be used in the SMD.
 - It's made through RoHS process.
 - The board PIN is half hole size.
 - Has a 2.4GHz digital wireless transceiver.
 - Bases at CSR BC04 Bluetooth technology.
 - Has the function of adaptive frequency hopping.
 - Small (27mm×13mm×2mm)
 - Peripherals circuit is simple.
 - It's at the Bluetooth class 2 power level.
 - Storage temperature range: -40 ℃ - 85℃ , work temperature range: -25 ℃ - +75℃
 - Any wave inter Interference: 2.4MHz, the power of emitting: 3 dBm.
 - Bit error rate: 0. Only the signal decays at the transmission link, bit error may be produced. For example, when RS232 or TTL is being processed, some signals may decay.
- Low power consumption
- Has high-performance wireless transceiver system
- Low Cost
- Application fields:
 - Bluetooth Car Handsfree Device
 - Bluetooth GPS
 - Bluetooth PCMCIA , USB Dongle
 - Bluetooth Data Transfer
- Software
 - CSR

PINs description

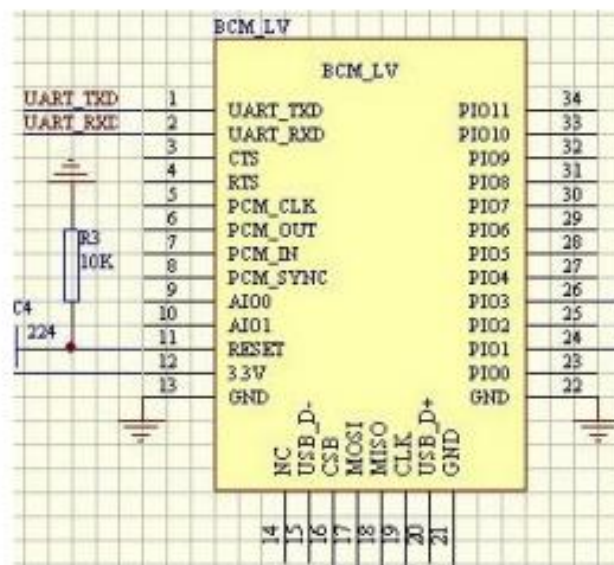
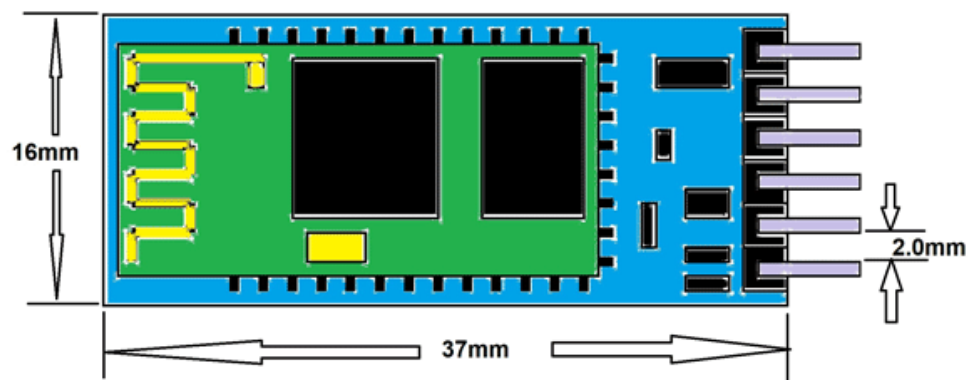


Figure 3 PIN configuration

The PINs at this block diagram is as same as the physical one.

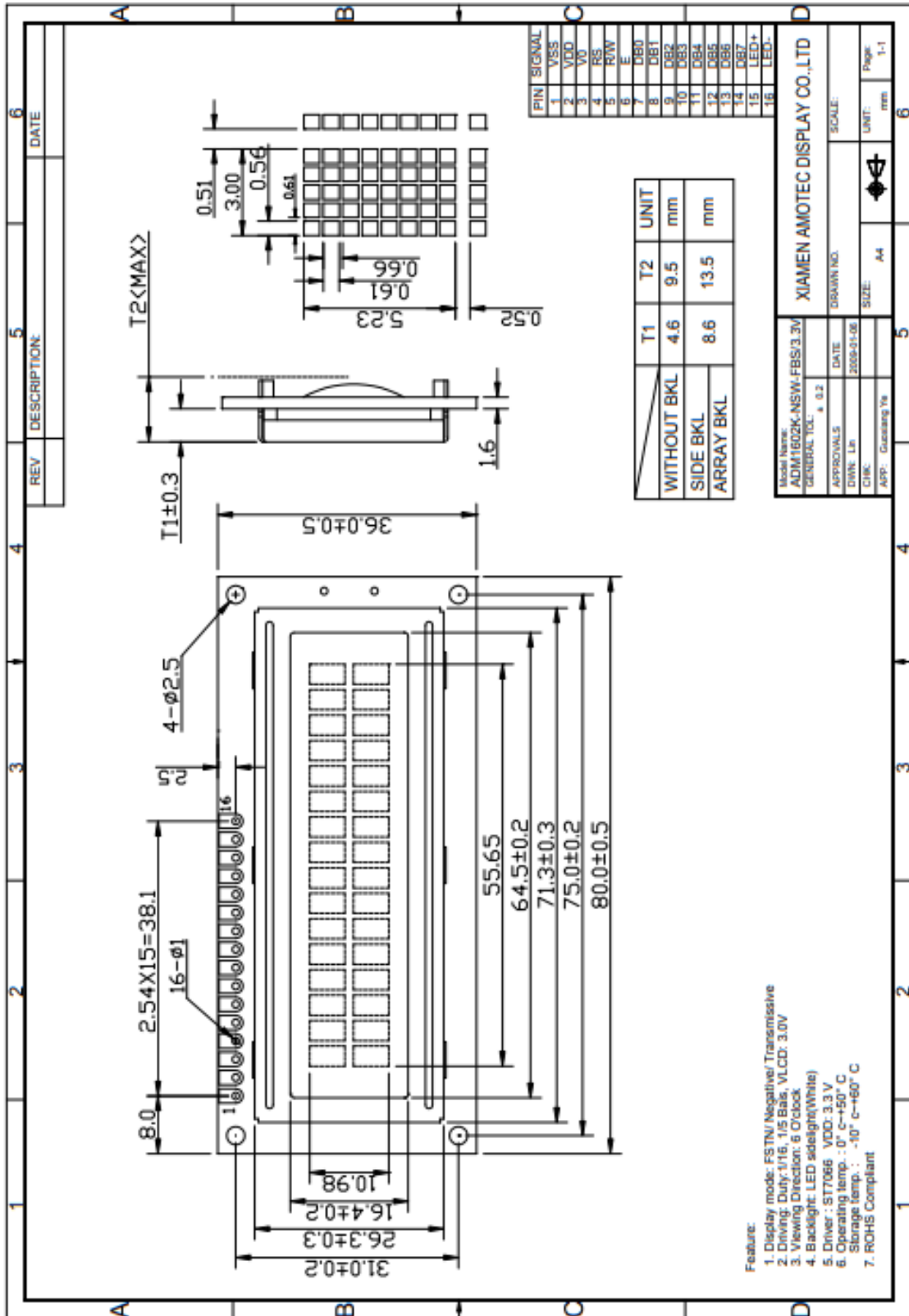
PIN Name	PIN #	Pad type	Description	Note
GND	13 21 22	VSS	Ground pot	
IV8	14	VDD	Integrated 1.8V (+) supply with On-chip linear regulator output within 1.7-1.9V	
VCC	12	3.3V		
AIO0	9	Bi-Directional	Programmable input/output line	
AIO1	10	Bi-Directional	Programmable input/output line	

2D-Model



Anexo 6. Especificaciones técnicas del LCD 16x2

Outline dimension



- Feature:
1. Display mode: FSTN/ Negative/ Transmissive
 2. Driving: Duty: 1/16, 1/5 Bais, VLCD: 3.0V
 3. Viewing Direction: 0°/clock
 4. Backlight: LED sidelight(White)
 5. Driver : ST7066 VDD: 3.3 V
 6. Operating temp. : 0° c--+50° C
 - Storage temp. : -10° c--+60° C
 7. ROHS Compliant

PIN	SIGNAL
1	VSS
2	VDD
3	V0
4	RS
5	R/W
6	E
7	DB0
8	DB1
9	DB2
10	DB3
11	DB4
12	DB5
13	DB6
14	DB7
15	LED+
16	LED-

	T1	T2	UNIT
WITHOUT BKL	4.6	9.5	mm
SIDE BKL	8.6	13.5	mm
ARRAY BKL			

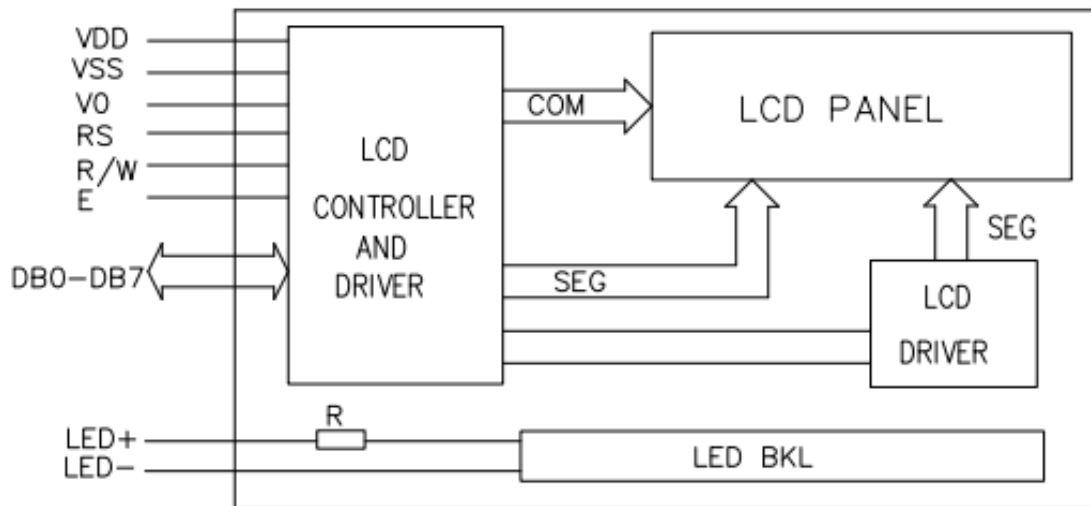
Model Name: ADM1602K-NSW-FBS/3.3V
 GENERAL TOL: ± 0.2
 APPROVALS: DATE: 2009-01-08
 DRAWN: LB
 CHK:
 APP: Guozhang Ye

SCALE:
 XIAMEN AMOTEC DISPLAY CO.,LTD
 DRAWN NO:
 DATE:
 SIZE: A4
 UNIT: mm
 Page: 1-1

Absolute maximum ratings

Item	Symbol	Standard			Unit
Power voltage	$V_{DD}-V_{SS}$	0	-	7.0	V
Input voltage	V_{IN}	VSS	-	VDD	
Operating temperature range	V_{OP}	0	-	+50	°C
Storage temperature range	V_{ST}	-10	-	+60	

Block diagram



Interface pin description

Pin no.	Symbol	External connection	Function
1	Vss	Power supply	Signal ground for LCM
2	V _{DD}		Power supply for logic for LCM
3	V ₀		Contrast adjust
4	RS	MPU	Register select signal
5	R/W	MPU	Read/write select signal
6	E	MPU	Operation (data read/write) enable signal
7~10	DB0~DB3	MPU	Four low order bi-directional three-state data bus lines. Used for data transfer between the MPU and the LCM. These four are not used during 4-bit operation.
11~14	DB4~DB7	MPU	Four high order bi-directional three-state data bus lines. Used for data transfer between the MPU
15	LED+	LED BKL power supply	Power supply for BKL
16	LED-		Power supply for BKL

Anexo 7. Especificaciones técnicas del módulo I2C

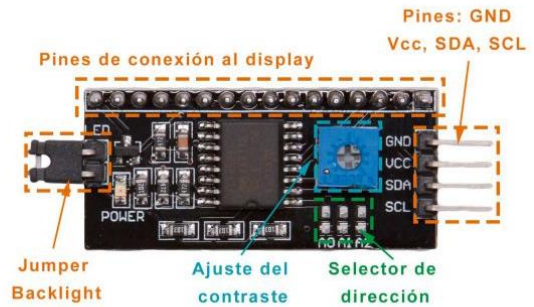
Módulo adaptador a I2C/TWI

Para adaptar la señal entre la pantalla y nuestro Arduino usamos un módulo que hace la vez de interface entre estos dispositivos, este módulo irá soldado al display o fijado mediante un conector dejando en uno de sus extremos 4 pines para la conexión con Arduino y para la alimentación del display.

Este módulo funciona con una alimentación de 5 voltios (que deberá ser conectada al terminal Vcc) y cuenta con un potenciómetro para el ajuste del contraste de la pantalla.

El "Jumper Backlight" debe de estar colocado si queremos que la luz de fondo de la pantalla pueda usarse, si retiramos este jumper evitamos así que se encienda.

De fabrica este módulo viene con una dirección preestablecida, si queremos cambiarla debemos de puentear los pines del selector de dirección para conseguir otra dirección.



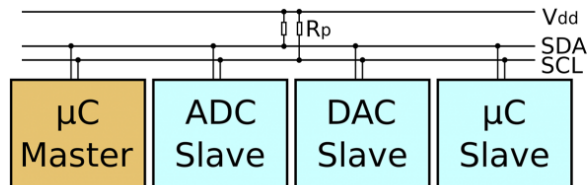
Dirección	A0	A1	A2
0x20	0	0	0
0x21	1	0	0
0x22	0	1	0
0x23	1	1	0
0x24	0	0	1
0x25	1	0	1
0x26	0	1	1
0x27	1	1	1

¿Que es el bus I2C?

El bus I2C es un bus de datos serie desarrollado por Philips en 1982, este bus se utiliza mayoritariamente para la comunicación entre un microcontrolador y diferentes periféricos. Por motivos de licencia, atmel introdujo el **TWI** (Two-Wired-Interface) en sus productos, pero aunque tengan diferente nombre, el TWI y el I2C son idénticos a nivel técnico.

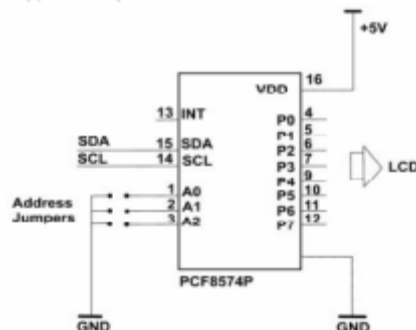
El bus I2C esta diseñado como un bus de comunicación Maestro-Escavo, esto quiere decir que hay un dispositivo maestro que regula la comunicación y uno o mas dispositivos esclavos que funcionan a petición del maestro. Existe la posibilidad de que un sistema posea mas de un Maestro (modo Multimaestro), pero tan solo puede haber un maestro activo al mismo tiempo, ya que estos dispositivos son los que gestionan la velocidad de comunicación y habilitan o no los diferentes periféricos, si hubiera 2 Maestros conectados al mismo tiempo ocasionarían graves problemas de comunicación.

El Bus I2C está formado por dos líneas, **SLK** (Serial Clock) y **SDA** (Serial Data) o lo que es lo mismo una línea por donde se transmite la información (SDA) y otra que marca la velocidad de comunicación (SLK) además de marcar los tiempos para la lectura/escritura en el bus.

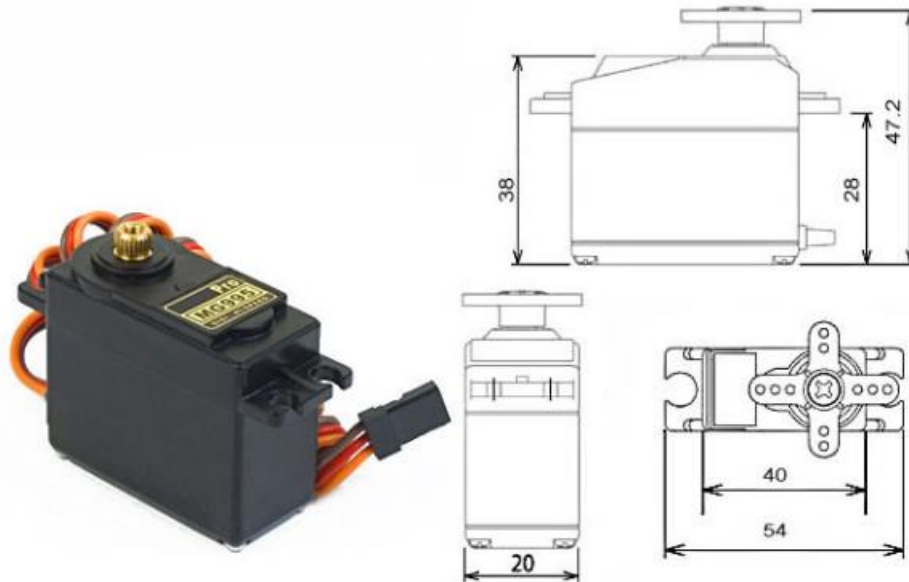


Algo que debéis tener en cuenta cada vez que trabajáis con el bus I2C es que cada elemento conectado al bus tiene una dirección, por lo que para comunicarnos con cada dispositivo debemos conocer su dirección, en los siguientes apartados os enseñaré como ver la dirección del dispositivo, ya que es un error muy común el poner una dirección errónea haciéndonos pensar en muchas ocasiones que el dispositivo I2C esta estropeado.

Los microcontroladores de Atmel incorporan todo el Hardware necesario para realizar comunicaciones mediante el bus I2C, lo único que hay que tener en cuenta cuanto trabajemos con este bus en Arduino es añadir la librería **Wire.h**, esta librería nos va a simplificar mucho el trabajo, ya que usando un juego de instrucciones simples podremos controlar todas las funciones del bus I2C sin problemas.



MG995 High Speed Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG995 Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

Specifications

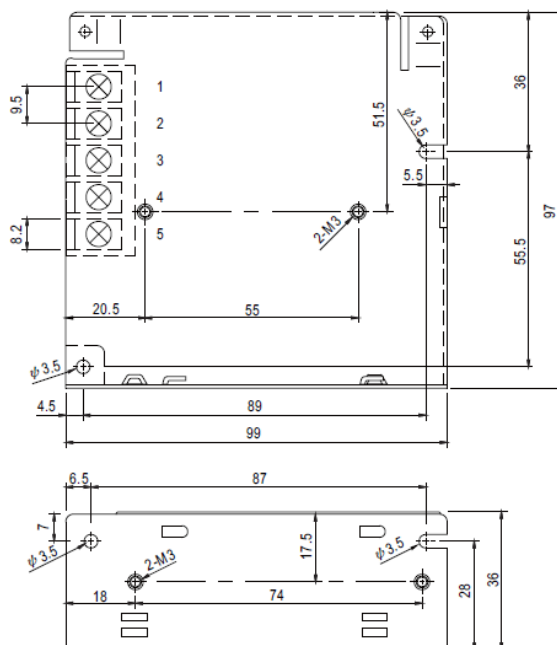
- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf·cm (4.8 V), 10 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5 μ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

Anexo 9. Especificaciones técnicas de la fuente 5V – 10A

MODEL	RS-50-3.3	RS-50-5	RS-50-12	RS-50-15	RS-50-24	RS-50-48	
OUTPUT	DC VOLTAGE	3.3V	5V	12V	15V	24V	48V
	RATED CURRENT	10A	10A	4.2A	3.4A	2.2A	1.1A
	CURRENT RANGE	0 ~ 10A	0 ~ 10A	0 ~ 4.2A	0 ~ 3.4A	0 ~ 2.2A	0 ~ 1.1A
	RATED POWER	33W	50W	50.4W	51W	52.8W	52.8W
	RIPPLE & NOISE (max.) Note.2	80mVp-p	80mVp-p	120mVp-p	120mVp-p	120mVp-p	200mVp-p
	VOLTAGE ADJ. RANGE	3V ~ 3.6V	4.75 ~ 5.5V	10.8 ~ 13.2V	13.5 ~ 16.5V	22 ~ 27.2V	42 ~ 54V
	VOLTAGE TOLERANCE Note.3	±3.0%	±2.0%	±1.0%	±1.0%	±1.0%	±1.0%
	LINE REGULATION Note.4	±0.5%	±0.5%	±0.5%	±0.5%	±0.5%	±0.5%
	LOAD REGULATION Note.5	±2.0%	±1.0%	±0.5%	±0.5%	±0.5%	±0.5%
	SETUP, RISE TIME	500ms, 30ms/230VAC 1200ms, 30ms/115VAC at full load					
HOLD UP TIME (Typ.)	60ms/230VAC 14ms/115VAC at full load						
INPUT	VOLTAGE RANGE	88 ~ 264VAC 125 ~ 373VDC (Withstand 300VAC surge for 5sec. Without damage)					
	FREQUENCY RANGE	47 ~ 63Hz					
	EFFICIENCY (Typ.)	78%	83%	84.5%	86%	88%	89%
	AC CURRENT (Typ.)	1.3A/115VAC		0.8A/230VAC			
	INRUSH CURRENT (Typ.)	COLD START 33A/230VAC					
	LEAKAGE CURRENT	<2mA/ 240VAC					
PROTECTION	OVERLOAD	110 ~ 150% rated output power Protection type : Hiccup mode, recovers automatically after fault condition is removed					
	OVER VOLTAGE	3.8 ~ 4.45V	5.75 ~ 6.75V	13.8 ~ 16.2V	17.25 ~ 20.25V	27.6 ~ 32.4V	55.2 ~ 64.8V
ENVIRONMENT	WORKING TEMP.	-25 ~ +70°C (Refer to "Derating Curve")					
	WORKING HUMIDITY	20 ~ 90% RH non-condensing					
	STORAGE TEMP., HUMIDITY	-40 ~ +85°C, 10 ~ 95% RH					
	TEMP. COEFFICIENT	±0.03%/°C (0 ~ 50°C)					
	VIBRATION	10 ~ 500Hz, 5G 10min./1cycle, period for 60min. each along X, Y, Z axes					
SAFETY & EMC (Note 6)	SAFETY STANDARDS	UL60950-1, TUV EN60950-1, EAC TPTC 004, CCC GB4943.1 approved					
	WITHSTAND VOLTAGE	I/P-O/P:3KVAC I/P-FG:2KVAC O/P-FG:0.5KVAC					
	ISOLATION RESISTANCE	I/P-O/P, I/P-FG, O/P-FG:100M Ohms / 500VDC / 25°C/ 70% RH					
	EMC EMISSION	Compliance to EN55032 (CISPR32) Class B, EN61000-3-2, -3, GB9254 class B, GB17625.1, EAC TP TC 020					
	EMC IMMUNITY	Compliance to EN61000-4-2, 3, 4, 5, 6, 8, 11; EN61000-6-2 (EN50082-2), heavy industry level, criteria A, EAC TP TC 020					
OTHERS	MTBF	228Khrs min. MIL-HDBK-217F (25°C)					
	DIMENSION	99*97*36mm (L*W*H)					
	PACKING	0.41Kg; 45pcs/19.5Kg/0.9CUFT					

Mechanical Specification

Case No. 905B Unit:mm



Terminal Pin No. Assignment

Pin No.	Assignment	Pin No.	Assignment
1	AC/L	4	DC OUTPUT -V
2	AC/N	5	DC OUTPUT +V
3	FG		

Anexo 10. Programación en bloques de la aplicación del celular Android

- Programación del botón “comenzar” del primer interfaz dentro de la aplicación

```
when Button1 .Click
do open another screen screenName "Funciones"
```

- Programación del bluetooth y todos los botones de la segunda interfaz dentro de la aplicación

```
when ListPicker1 .BeforePicking
do set ListPicker1 . Elements to BluetoothClient1 . AddressesAndNames

when ListPicker1 .AfterPicking
do set ListPicker1 . Selection to call BluetoothClient1 . Connect
address ListPicker1 . Selection

when Button1 .Click
do call BluetoothClient1 .SendText
text " a "

when Button2 .Click
do call BluetoothClient1 .SendText
text " b "

when Button3 .Click
do call BluetoothClient1 .SendText
text " c "

when Button4 .Click
do call BluetoothClient1 .SendText
text " d "
```

Anexo 11. Programación del código en Arduino

```
// Librerías utilizadas

#include <Servo.h> // Librería de servomotor
#include <SoftwareSerial.h> // Librería del módulo bluetooth
#include <Wire.h> //Libreria del LCD 16X2
#include <LiquidCrystal_I2C.h> // Librería del módulo I2C

// Se establece la dirección den 0x27 para una pantalla
// con 16 caracteres y 2 líneas

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

// Declaración de variables (4 Servomotores utilizados)

Servo myservo1;
Servo myservo2;
Servo myservo3;
Servo myservo4;

// Definimos los puertos Rx,Tx que irán conectados del modulo
// Bluetooth al microcontrolador

SoftwareSerial btSerial(4,0); // Rx,Tx

void setup() {

// Velocidad de transmisión de información
// del bluetooth al microcontrolador

    btSerial.begin(9600);

// Inicialización del LCD

    lcd.init();

// Colocamos en la 1ra línea Angulo de trabajo

    lcd.backlight();
    lcd.print("Angulo de trabajo");

// Asignación de puertos de salida para
// cada servomotor

    myservo1.attach(14);
    myservo2.attach(12);
    myservo3.attach(13);
    myservo4.attach(15);
```

```

}

void loop() {

// Pin de conexión y cálculo para encontrar el ángulo

int sen1=analogRead(A0)*(318.7/1023.0);

// Cursor en la primera posición de la primera fila

lcd.setCursor(0,1);

// Se muestra la información en el LCD

lcd.print("Angulo:");
lcd.print(sen1);
lcd.print((char)223);

// verificar si el módulo bluetooth envía información al esp8266

if (btSerial.available() > 0) {

// leer la data del modulo bluetooth

char data = btSerial.read();
switch (data)
{
//.....
.....
// Asignación de carácter para interactuar con
// los botones de la Aplicación móvil

case 'a':

// Primer movimiento

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo1.write(angulo);
delay(10);
}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo2.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
{
myservo3.write(angulo);

```

```

myservo4.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo2.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo1.write(angulo);
delay(10);}
break;

//.....
.....
// Asignación de carácter para interactuar con
// los botones de la Aplicación móvil

case 'b':

// Segundo movimiento

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo2.write(angulo);
delay(10);
}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo1.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
{
myservo3.write(angulo);
myservo4.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo1.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo2.write(angulo);
delay(10);}
break;

```



```

//.....
.....
// Asignación de carácter para interactuar con
// los botones de la Aplicación móvil
    case 'c':
//Tercer movimiento
for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo1.write(angulo);
myservo2.write(angulo);
delay(10);
}

for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
{
myservo3.write(angulo);
myservo4.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo1.write(angulo);
myservo2.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 18; angulo += 1)
{
myservo3.write(angulo);
myservo4.write(angulo);
delay(10);}

for (int angulo = 0; angulo <= 180; angulo += 1)
{
myservo1.write(angulo);
myservo2.write(angulo);
delay(10);}
    break;

//.....
.....
// Asignación de carácter para interactuar con
// los botones de la Aplicación móvil

    case 'd':

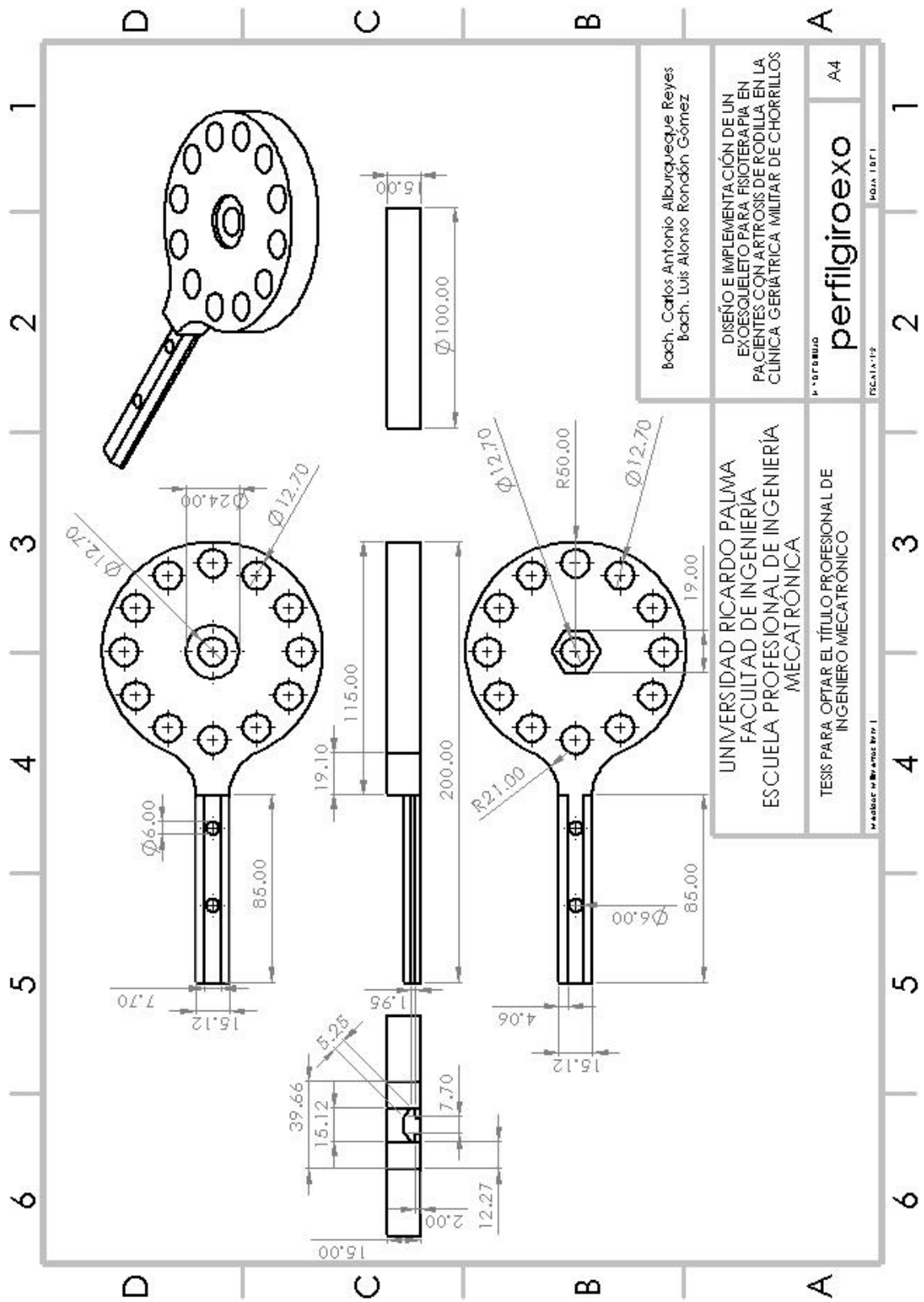
// STOP

    for (int angulo = 0; angulo <= 0; angulo += 1)
{

```

```
myservo1.write(angulo);  
myservo2.write(angulo);  
myservo3.write(angulo);  
myservo4.write(angulo);  
}  
  break;  
  default:  
  break;  
}  
}  
}
```

Anexo 12. Planos de fabricación



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOSQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

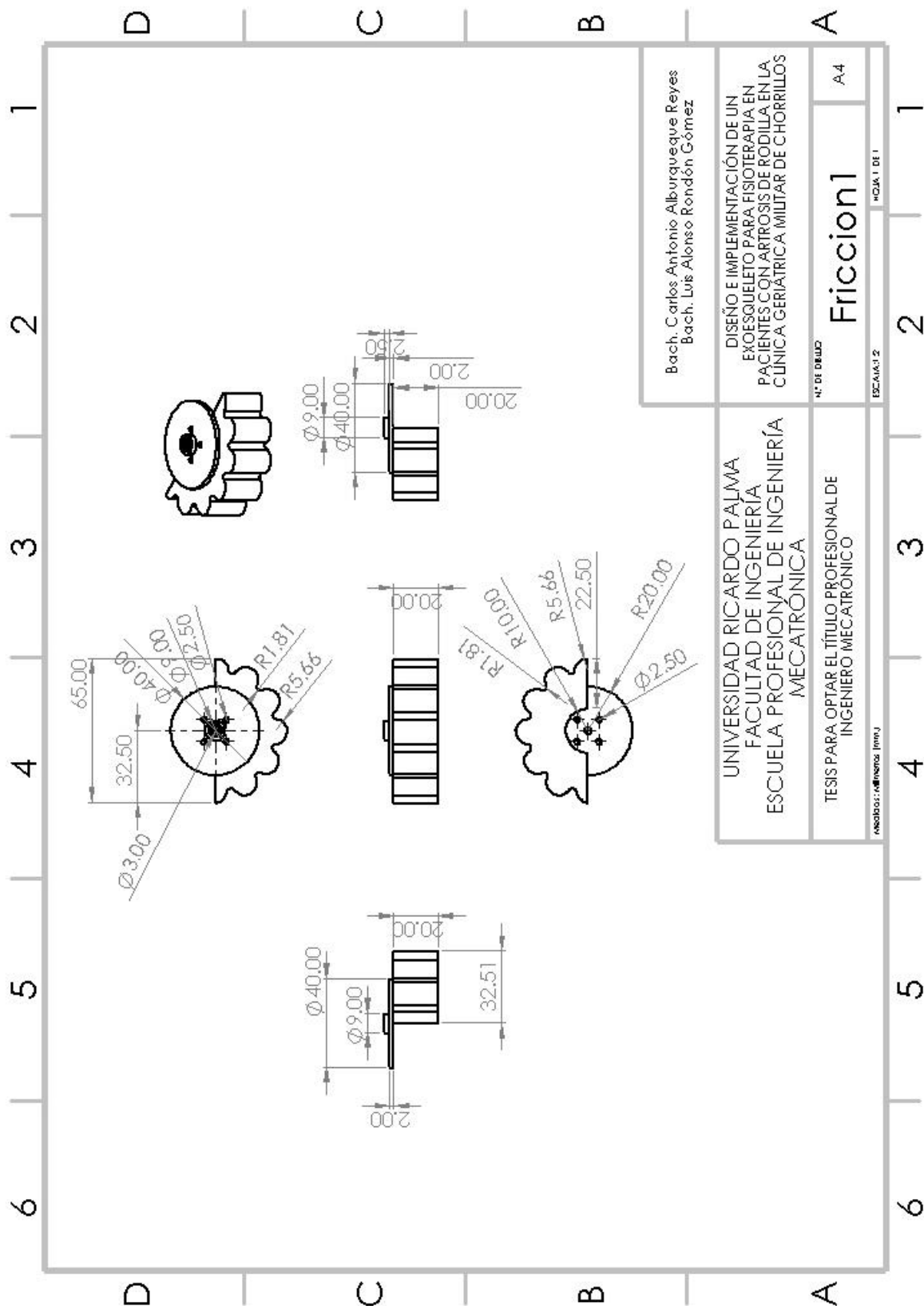
perfilgiroexo
A4

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERIA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERIA
MECATRONICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRONICO

perfilgiroexo
A4

perfilgiroexo
A4



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOSQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

Nº DE DISEÑO

Friccion1

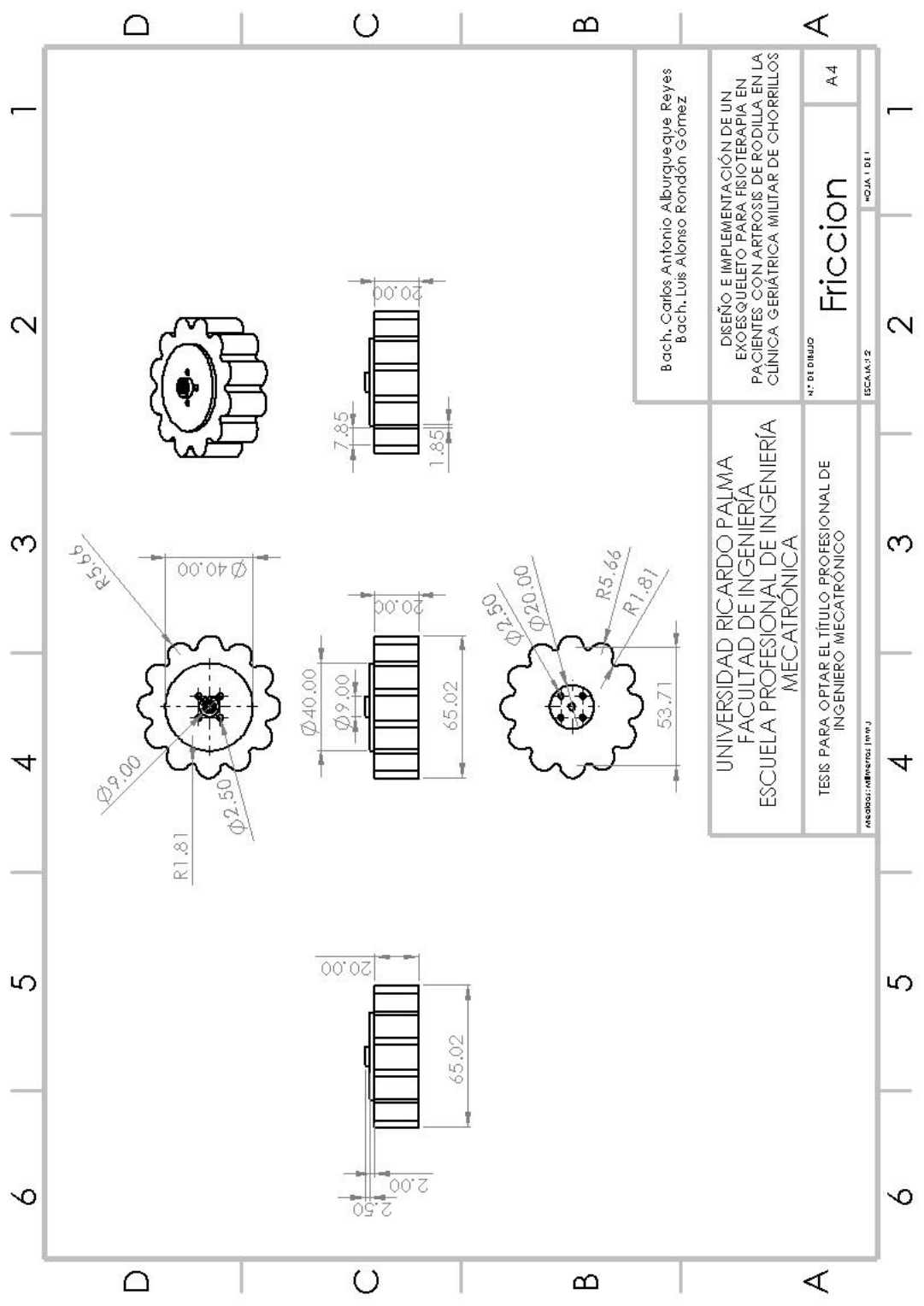
A4

ESCALA: 1:2 HOJA 1 DE 1

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

medidas: milímetros (mm)



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOESQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

Nº DE DIBUJO: Friccion
A4

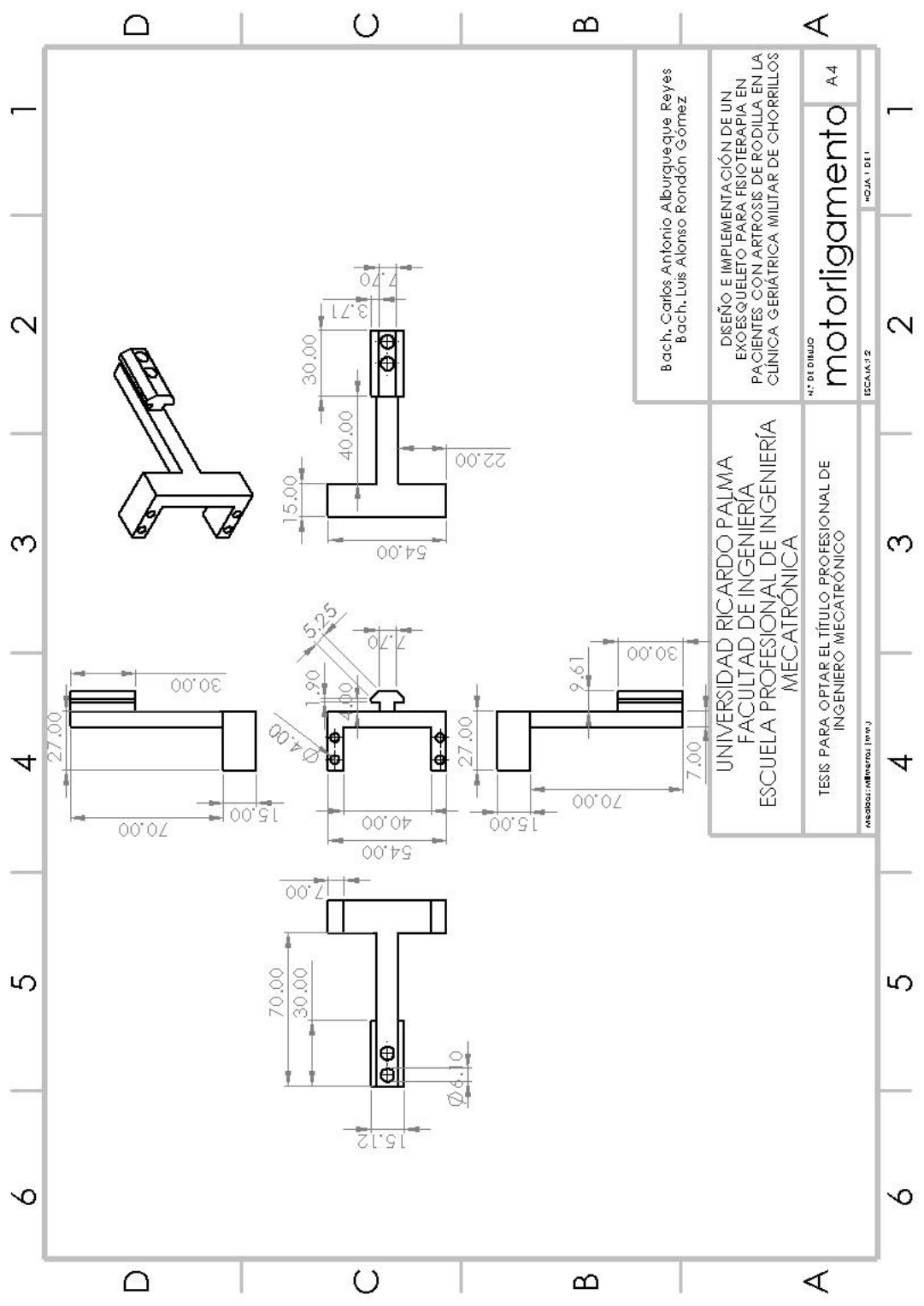
ESCALA: 1:2 HOJA: 1 DE 1

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRONICO

repositorio: mibnetos: 100007

1 2 3 4 5 6 1 2 3 4 5 6



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOESQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

N.º DE DIBUJO
motorligamento A4

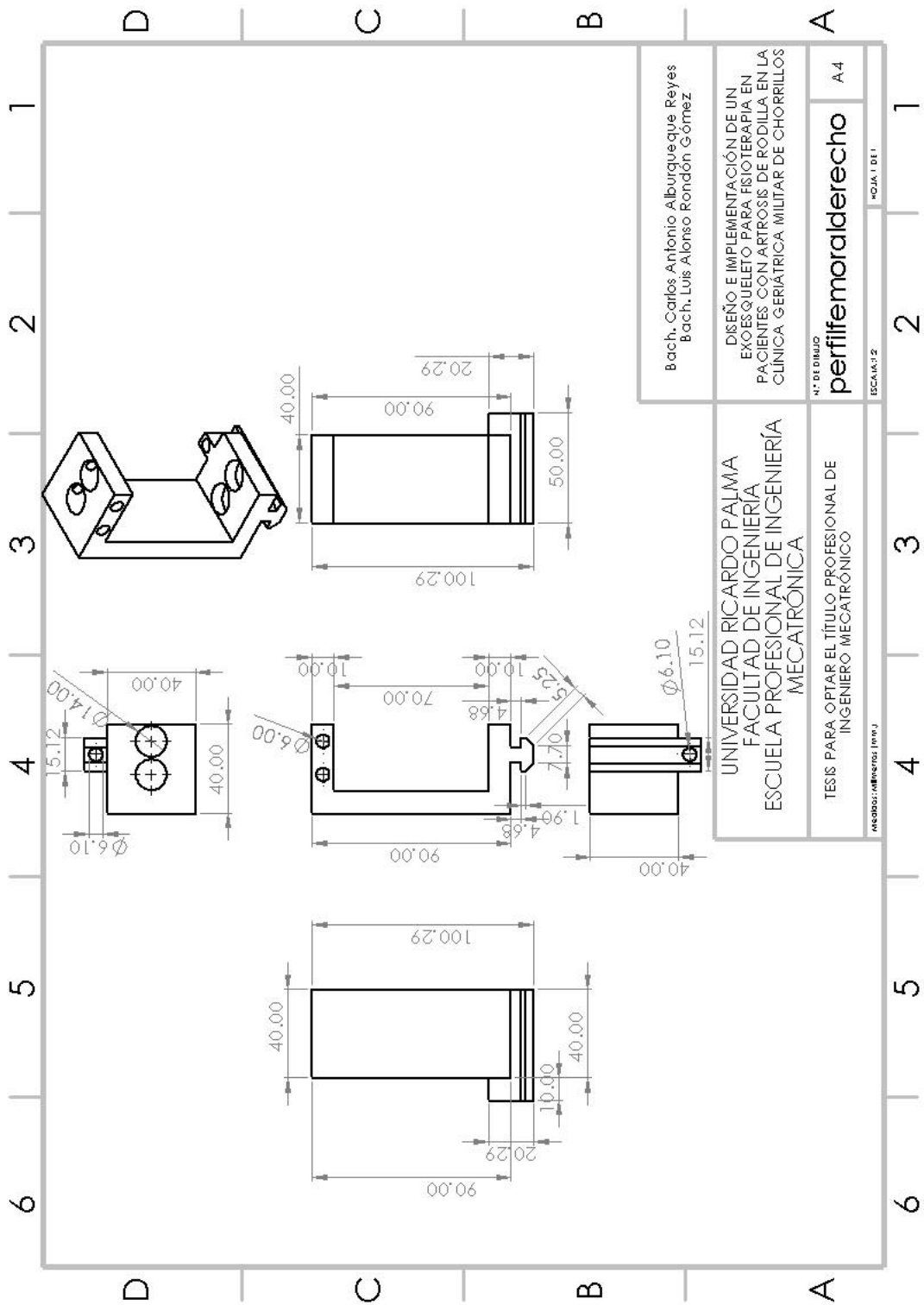
ESCALA: 1:2

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRONICO

reabast.:mmetros [mm.]

1 2 3 4 5 6 1 2 3 4 5 6



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

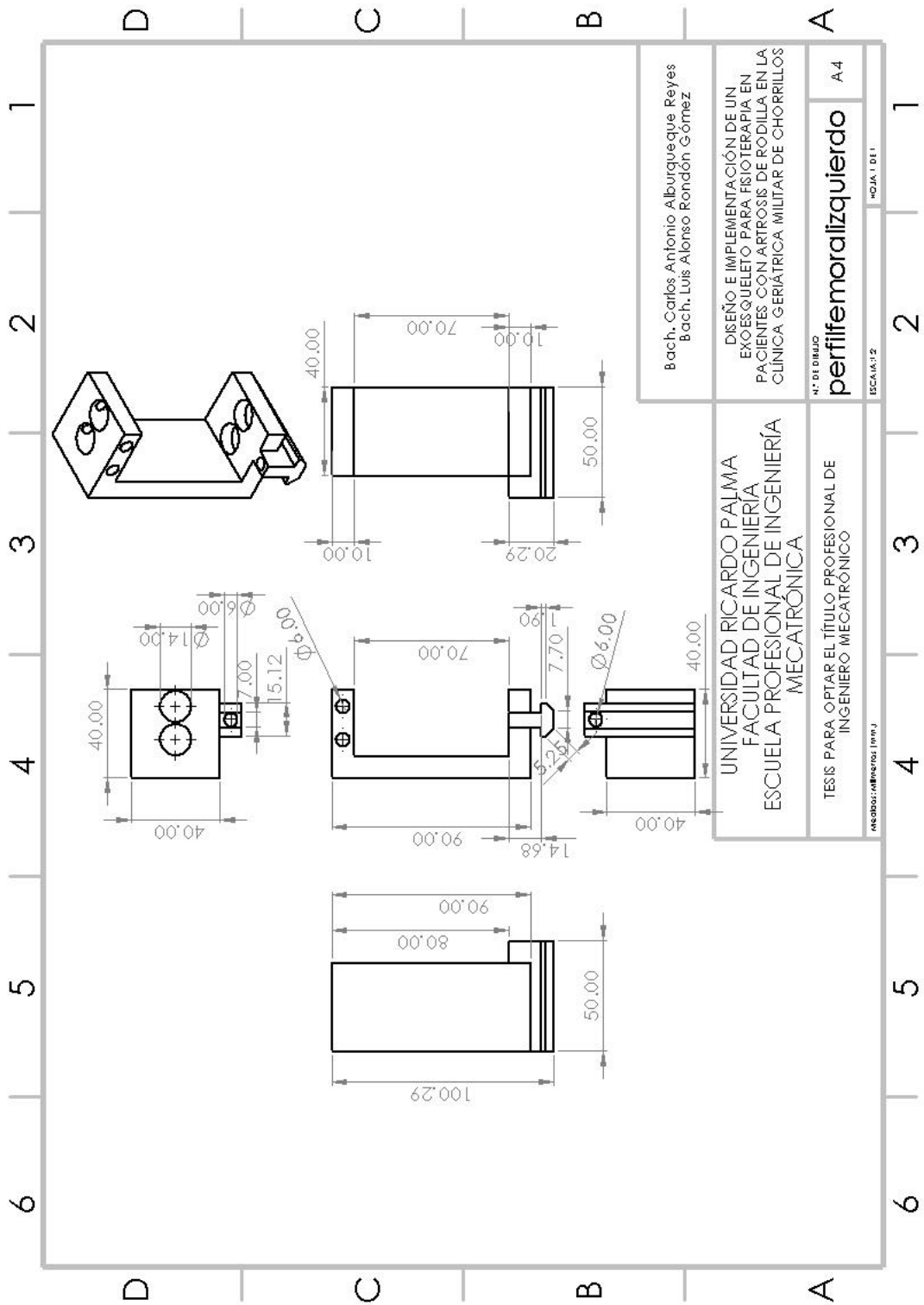
N.º DE DIBUJO: **perffitemoralderecho** A4

ESCALA: 1:2 HOJA 1 DE 1

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

Medidas: mm



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOESQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA

N.º DE DIBUJO
perfil femoral izquierdo
Escala: 1:1

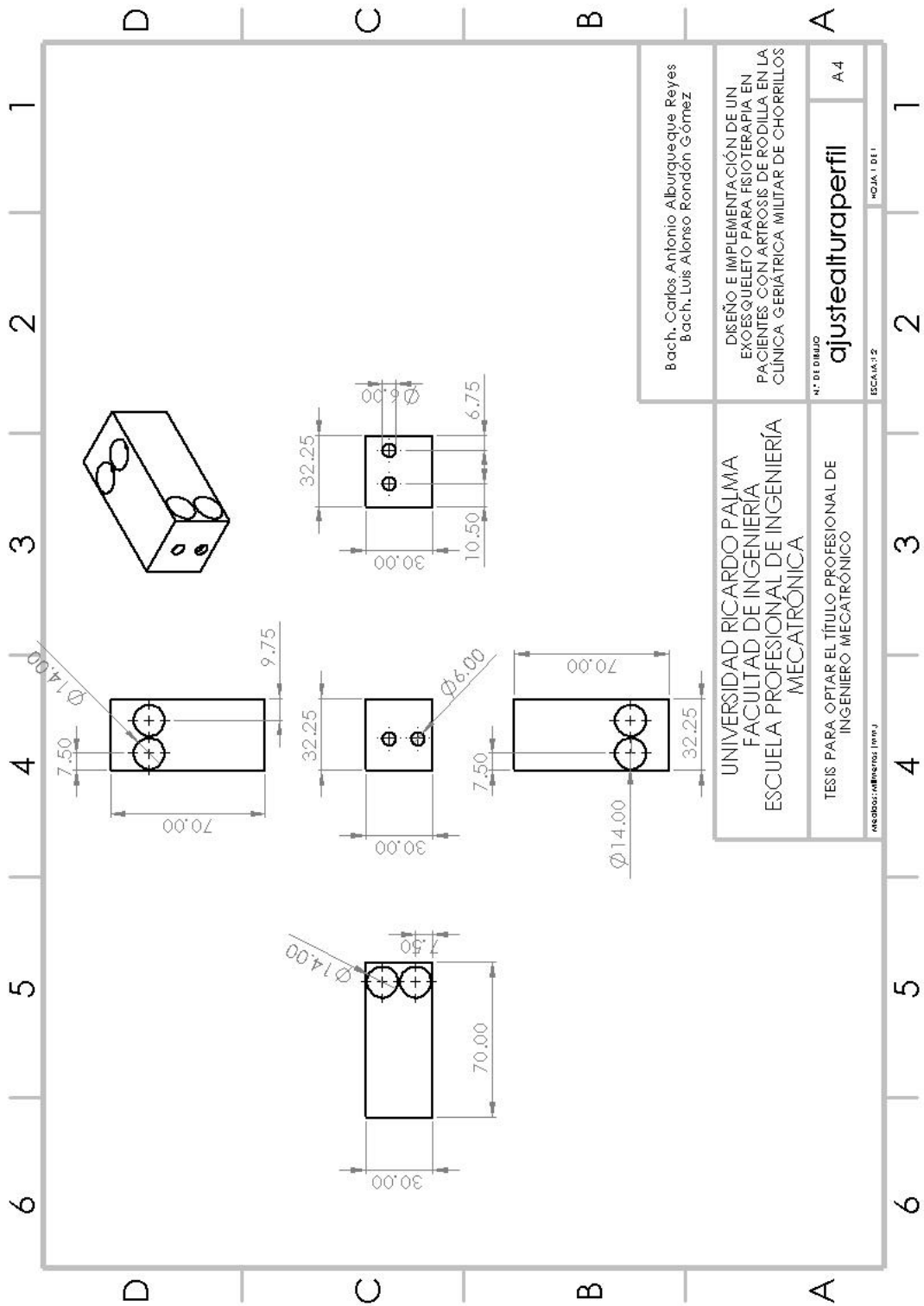
TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRONICO

ECA/IA.12

alburquerque@unp.rp

HOJA 1 DE 1

1 2 3 4 5 6 1 2 3 4 5 6



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOSQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

N.º DE DISEÑO
ajustealtraperfil

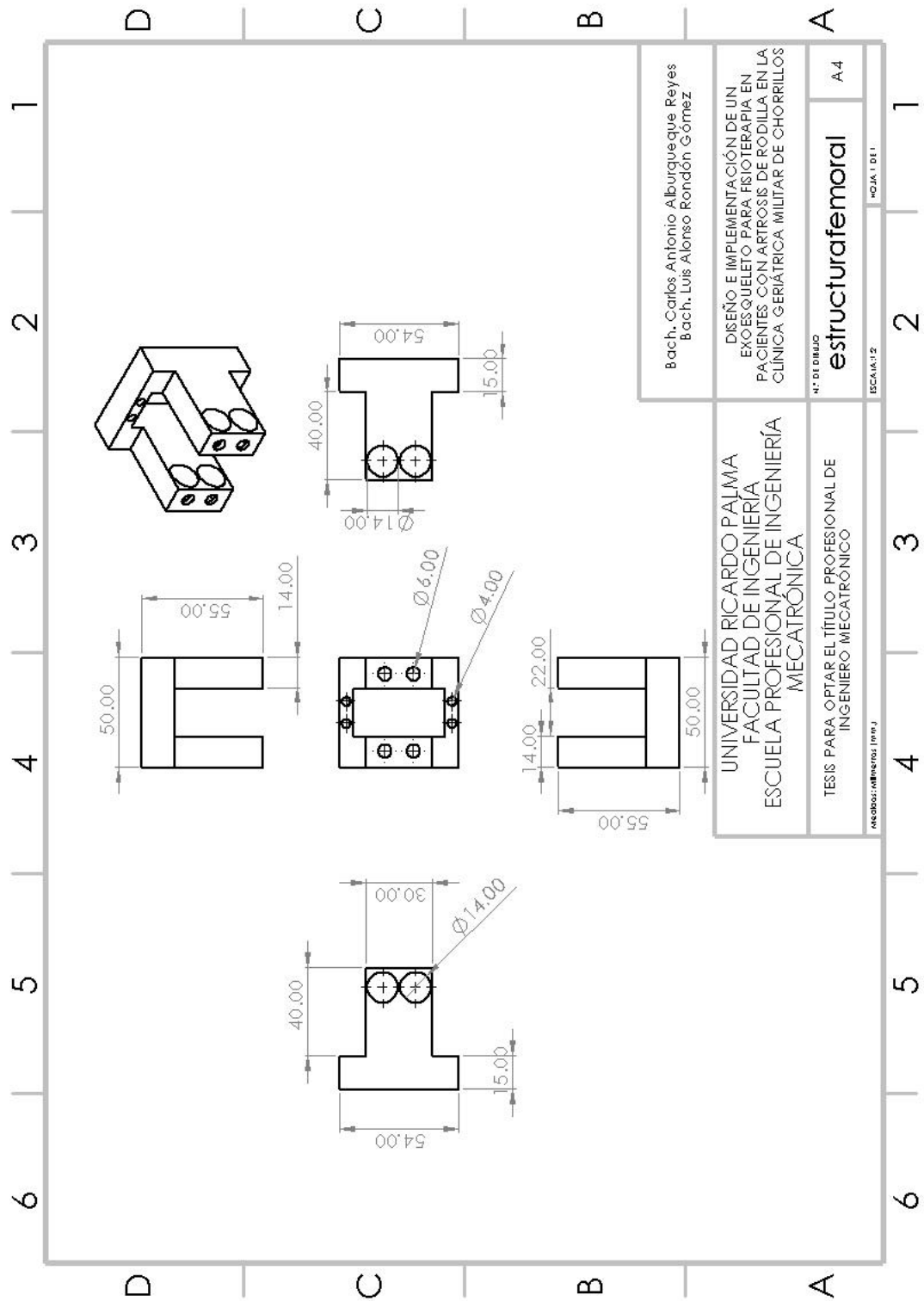
A4

ESCA: 1:1

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

medibaur.refinerias@unp.edu.pe



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
 Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
 EXOSQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
 PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
 CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

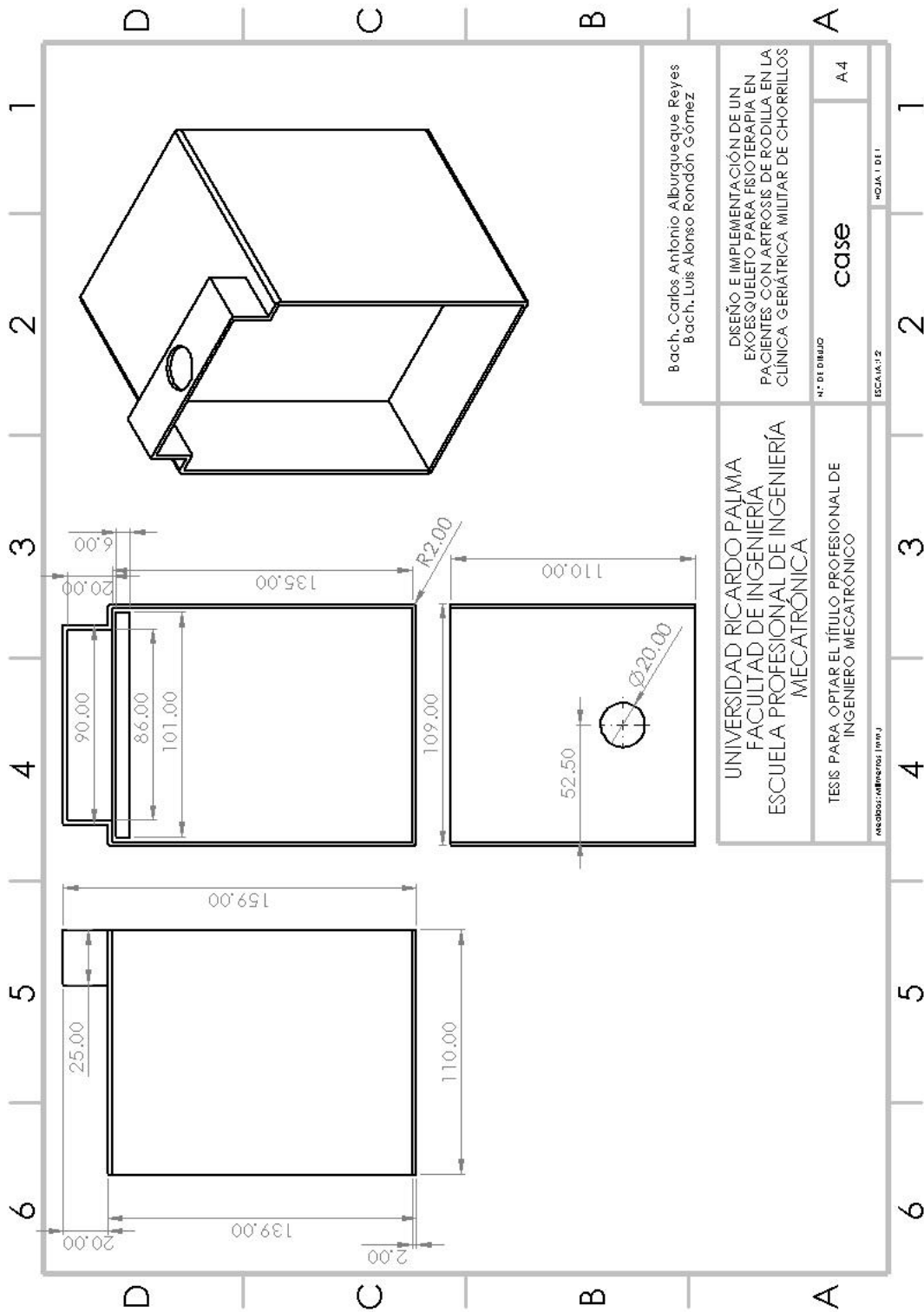
N.º DE DIBUJO: **estructurafemoral**
 A4

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
 FACULTAD DE INGENIERÍA
 ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
 MECATRONICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
 INGENIERO MECATRONICO

ESCALA: 1:1

1 2 3 4 5 6



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

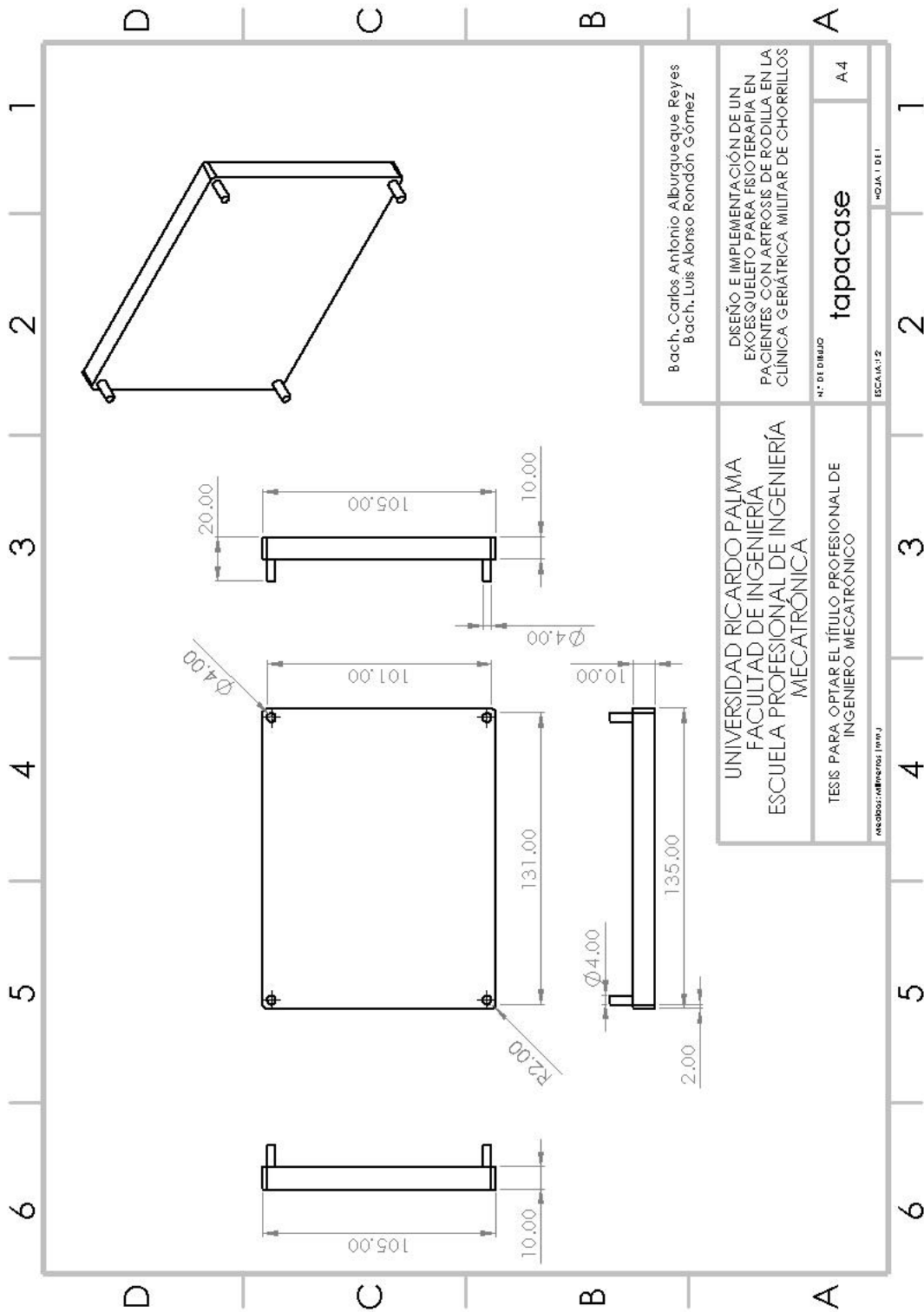
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOSQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS

N.º DE DIBUJO: **case**
ESCALA: 1:2
A4

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

medibaur.refinerias@unp.rp



Bach. Carlos Antonio Alburquerque Reyes
Bach. Luis Alonso Rondón Gómez

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
EXOQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA
CLINICA GERIATRICA MILITAR DE CHORRILLOS

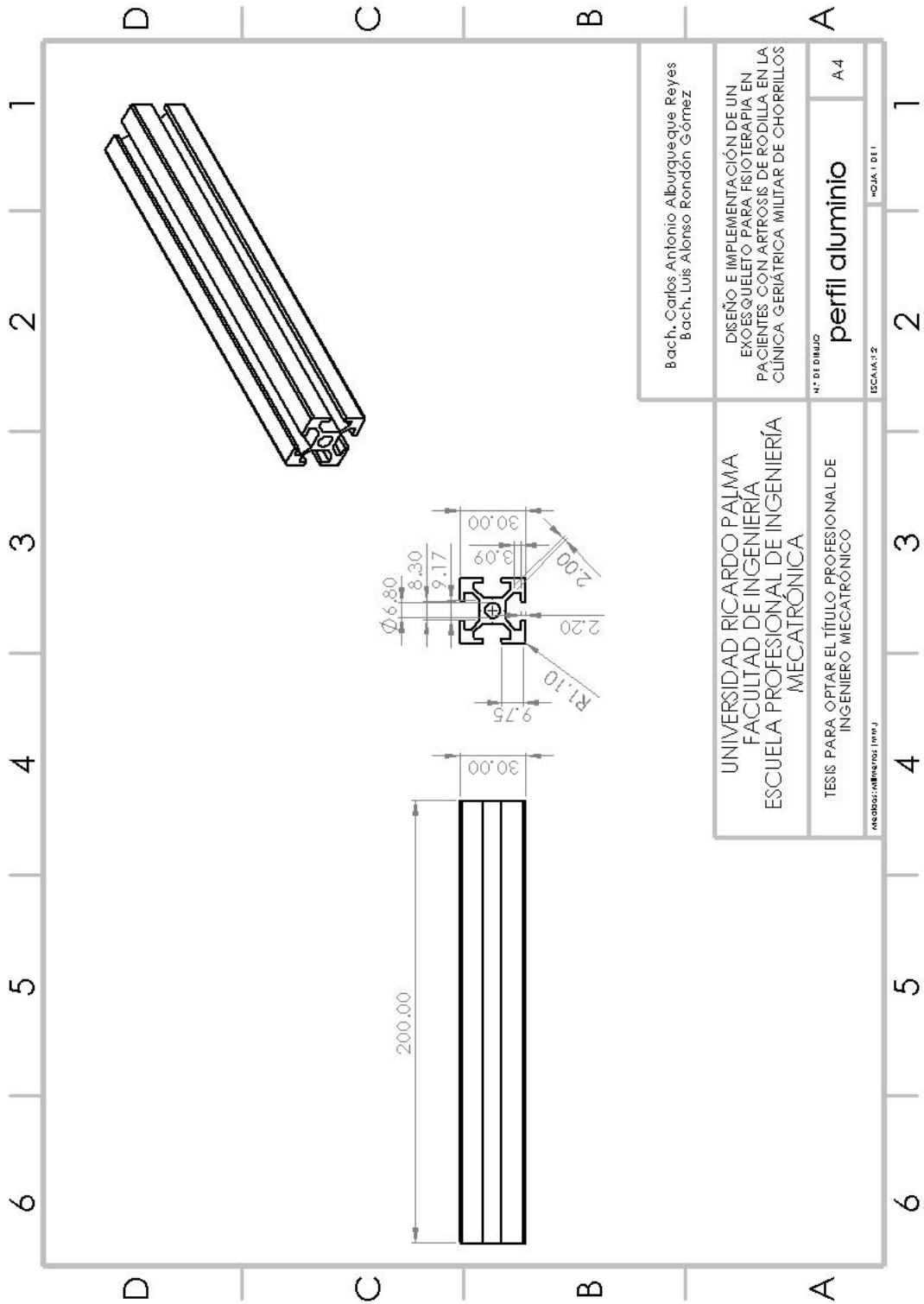
N.º DE DIBUJO: tapacase
A4

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERIA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERIA
MECATRONICA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRONICO

ESCALA: 1:2
HOJA: 1 DE 1

1 2 3 4 5 6 1 2 3 4 5 6



Bach. Carlos Antonio Alburqueque Reyes Bach. Luis Alonso Rondón Gómez	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EXOSQUELETO PARA FISIOTERAPIA EN PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS	
	N.º DE DIBUJO	A.4
UNIVERSIDAD RICARDO PALMA FACULTAD DE INGENIERÍA ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		perfil aluminio
TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECATRÓNICO		ESCA. 1:1
Medidor: referencia / mm		1 2 3 4 5 6