



**Diseño e implementación de una órtesis mecatrónica para asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla, mediante un sistema de corrección de amplitud articular y fuerza muscular, en la fundación de niños especiales San Miguel.**

Balarezo Acosta, Andrés Mauricio y Chuquimarca Ortega, Bryan Ronald

Departamento Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de ingeniero en mecatrónica

Msc. Gordón Garcés, Andrés Marcelo

Latacunga, 19 de marzo del 2021



## DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

### CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

#### CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA ÓRTESIS MECATRÓNICA PARA ASISTENCIA EN LA EVALUACIÓN Y REHABILITACIÓN DE PACIENTES SOMETIDOS A CIRUGÍA ARTROSCÓPICA DE RODILLA, MEDIANTE UN SISTEMA DE CORRECCIÓN DE AMPLITUD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR, EN LA FUNDACIÓN DE NIÑOS ESPECIALES SAN MIGUEL**” fue realizado por los señores **Balarezo Acosta, Andrés Mauricio** y **Chuquimarca Ortega, Bryan Ronald** el cual ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 19 de marzo del 2021



Firmado electrónicamente por:  
**ANDRES MARCELO**  
**GORDON GARCES**

.....  
Msc. Gordón Garcés, Andrés Marcelo

C.C.: 1803698800

## REPORTE URKUND



### Document Information

<b>Analyzed document</b>	Tesis Balarezo Acosta, Andres Mauricio, Chuquimarca Ortega, Bryan Ronald.pdf (D98954243)
<b>Submitted</b>	3/19/2021 5:49:00 PM
<b>Submitted by</b>	
<b>Submitter email</b>	brchuquimarca@espe.edu.ec
<b>Similarity</b>	5%
<b>Analysis address</b>	amgordon.espe@analysis.urkund.com

### Sources included in the report

<b>SA</b>	<b>Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE / ESCRITO TESIS 3.pdf</b> Document ESCRITO TESIS 3.pdf (D54401860) Submitted by: kepusda@espe.edu.ec Receiver: amgordon.espe@analysis.urkund.com	 2
<b>W</b>	URL: <a href="http://www.mecamex.net/Libros/2019-Libro-TecnificacionMecatronica.pdf">http://www.mecamex.net/Libros/2019-Libro-TecnificacionMecatronica.pdf</a> Fetched: 3/14/2021 9:01:49 PM	 1
<b>SA</b>	<b>Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE / TESIS.pdf</b> Document TESIS.pdf (D58740839) Submitted by: gfcadena3@espe.edu.ec Receiver: amgordon.espe@analysis.urkund.com	 10
<b>W</b>	URL: <a href="https://repositorio.uide.edu.ec/bitstream/37000/1432/1/T-UIDE-1120.pdf">https://repositorio.uide.edu.ec/bitstream/37000/1432/1/T-UIDE-1120.pdf</a> Fetched: 12/7/2020 4:01:33 AM	 1
<b>W</b>	URL: <a href="https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/20725/1/T-ESPEL-MEC-0192.pdf">https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/20725/1/T-ESPEL-MEC-0192.pdf</a> Fetched: 3/19/2021 9:14:09 AM	 2
<b>SA</b>	<b>Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE / trabajo de titulacion JAKE-MARCO 2019 Julio-Exoesqueleto.pdf</b> Document trabajo de titulacion JAKE-MARCO 2019 Julio- Exoesqueleto.pdf (D54439737) Submitted by: jxromero@espe.edu.ec Receiver: hcteran.espe@analysis.urkund.com	 1



Firmado electrónicamente por:  
**ANDRES MARCELO  
GORDON GARCES**

.....  
Msc. Gordón Garcés, Andrés Marcelo

C.C.: 1803698800

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Nosotros, **Balarezo Acosta, Andrés Mauricio**, con cédula de ciudadanía n° 1003410675, y **Chuquimarca Ortega Bryan Ronald**, con cédula de ciudadanía n° 0301936555, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación , **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA ÓRTESIS MECATRÓNICA PARA ASISTENCIA EN LA EVALUACIÓN Y REHABILITACIÓN DE PACIENTES SOMETIDOS A CIRUGÍA ARTROSCÓPICA DE RODILLA, MEDIANTE UN SISTEMA DE CORRECCIÓN DE AMPLITUD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR, EN LA FUNDACIÓN DE NIÑOS ESPECIALES SAN MIGUEL”** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Latacunga, 19 de marzo del 2021



.....

Balarezo Acosta, Andrés Mauricio

C.C.: 1003410675



.....

Chuquimarca Ortega, Bryan Ronald

C.C.: 0301936555

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**AUTORIZACIÓN**

Nosotros, **Balarezo Acosta, Andrés Mauricio**, con cédula de ciudadanía n° 1003410675, y **Chuquimarca Ortega Bryan Ronald**, con cédula de ciudadanía n° 0301936555, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA ÓRTESIS MECATRÓNICA PARA ASISTENCIA EN LA EVALUACIÓN Y REHABILITACIÓN DE PACIENTES SOMETIDOS A CIRUGÍA ARTROSCÓPICA DE RODILLA, MEDIANTE UN SISTEMA DE CORRECCIÓN DE AMPLITUD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR, EN LA FUNDACIÓN DE NIÑOS ESPECIALES SAN MIGUEL”** en el repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 19 de marzo del 2021



.....  
Balarezo Acosta, Andrés Mauricio

C.C.: 1003410675



.....  
Chuquimarca Ortega, Bryan Ronald

C.C.: 0301936555

## DEDICATORIA

Dedico este proyecto a mi madre que me han brindado su apoyo incondicional y ha estado para levantarme en cada una de mis caídas, a mi padre por el gran ejemplo a seguir e igualmente me ha brindado todo su apoyo, gracias a ellos que han sido pilar fundamental para llegar a alcanzar una más de mis metas, además a mi hermano Israel por estar cuando más lo he necesitado y a Kimberly por su apoyo y por darme ánimos de seguir adelante cuando quería decaer. A mis amistades por el apoyo y la compañía que me brindaron en el transcurso de esta etapa de mi vida, en especial a Ricardo, David y Sebastián quienes me han impulsado a seguir adelante y cumplir mis metas.

**Andrés**

A Dios todopoderoso pues su fuerza e infinito amor estuvo conmigo durante todo el trayecto para la obtención de este título. A mis padres Carla y Ronald Chuquimarca quienes siempre se las ingeniaron para apoyarme en este camino, los amo demasiado. A mis enanos bellos, mis hermanos Michaelle, Taylor y Abigail quienes con sus locuras hacían de un pésimo día el mejor de todos. A Diana, pues esta increíble mujer ha estado a mi lado a pesar de las dificultades y ha sabido confiar en mi aun cuando ni yo mismo lo hacía. Gracias a Andrés, Richard y Darwin Cuenca por haber llegado a mi época universitaria y enseñarme el valor de una verdadera amistad.

**Bryan**

## **AGRADECIMIENTO**

Agradecemos primero a Dios por darnos la oportunidad de cumplir una de nuestras metas, a nuestros padres y familiares por el apoyo brindado durante el desarrollo de este proyecto y todo el transcurso de nuestra formación académica, ya que gracias a su ejemplo, ánimos y buenos consejos alcanzamos el final de una gran etapa propuesta en nuestras vidas.

A nuestro tutor, y amigo Ing. Andrés Gordón por su apoyo, paciencia, esfuerzo y colaboración durante el tiempo en el que se logró desarrollar este trabajo.

A la Fundación de niños especiales San Miguel de Salcedo, por su apoyo y por darnos apertura para la realización de este proyecto.

A nuestras amistades con quienes compartimos gratos momentos en esta etapa de nuestras vidas, brindándonos su valiosa amistad y apoyo.

**Tabla de contenidos**

<b>Carátula.....</b>	<b>1</b>
<b>Certificación.....</b>	<b>2</b>
<b>Reporte</b>	
<b>Urkund.....</b>	<b>3</b>
<b>Autoría de responsabilidad .....</b>	<b>4</b>
<b>Autorización.....</b>	<b>5</b>
<b>Dedicatoria.....</b>	<b>6</b>
<b>Agradecimiento .....</b>	<b>7</b>
<b>Índice de figuras.....</b>	<b>15</b>
<b>Índice de tablas.....</b>	<b>18</b>
<b>Resumen .....</b>	<b>22</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>23</b>
<b>Generalidades.....</b>	<b>24</b>
<b>Introducción .....</b>	<b>24</b>
<b>Antecedentes .....</b>	<b>24</b>
<b>Planteamiento del problema .....</b>	<b>27</b>
<b>Descripción resumida del proyecto.....</b>	<b>29</b>
<b>Justificación e importancia.....</b>	<b>30</b>
<b>Objetivos .....</b>	<b>32</b>
<b><i>Objetivo General</i>.....</b>	<b>32</b>

<i>Objetivos Específicos</i> .....	32
Hipótesis.....	33
Fundamentos Teóricos y de Investigación.....	34
Articulación de la rodilla.....	34
Amplitud articular .....	34
Fuerza Muscular.....	34
Biomecánica de marcha humana.....	34
<i>Fases de la Marcha</i> .....	35
<i>Análisis cinemático de la rodilla</i> .....	36
Valores de amplitud articular.....	36
<i>Análisis Cinético de la rodilla</i> .....	36
Cirugía Artroscópica.....	37
Órtesis de Rodilla .....	38
<i>Tipos de Órtesis</i> .....	38
Órtesis Mecánicas.....	39
Órtesis Automatizadas.....	39
Órtesis Activas. ....	40
Órtesis Pasivas.....	41
Ergonomía.....	41
Componentes Mecánicos .....	42
<i>Motor a pasos</i> .....	43
<i>Servomotor</i> .....	44

	10
<i>Actuador Lineal</i> .....	45
<b>Análisis de elementos finitos</b> .....	45
<b>Sistema electrónico</b> .....	47
<b>STM32F103C</b> .....	47
<b>Arduino NANO</b> .....	48
<b>Teensy 3.2</b> .....	48
<b>Celda de Carga</b> .....	49
<b>Sistemas Fuerza elástica</b> .....	50
<b>Acelerómetro</b> .....	50
<b>Giroscopio</b> .....	51
<b>Potenciómetro</b> .....	52
<b>Módulo Bluetooth</b> .....	53
<b>Módulo Wifi</b> .....	53
<b>Módulo GSM</b> .....	55
<b>Software</b> .....	55
<b>Unity</b> .....	55
<b>Android Studio</b> .....	56
<b>LabVIEW</b> .....	57
<b>Diseño del prototipo de órtesis mecatrónica</b> .....	58
<b>Descripción de necesidades</b> .....	58
<b>Arquitectura del diseño</b> .....	59
<b>Selección de alternativas de diseño</b> .....	60

	11
<b>Módulos del Prototipo .....</b>	<b>60</b>
<i><b>Modulo Mecánico .....</b></i>	<b>60</b>
Técnicas de manufactura para soportes. ....	61
Técnicas de manufactura elementos móviles .....	63
<i><b>Módulo de alimentación.....</b></i>	<b>67</b>
Baterías. ....	67
<i><b>Módulo actuador mecánico .....</b></i>	<b>67</b>
Elementos actuadores. ....	68
<i><b>Módulo Control Electrónico.....</b></i>	<b>70</b>
Elementos para el control electrónico. ....	70
<i><b>Módulo Comunicación para envío de datos .....</b></i>	<b>74</b>
Elementos para Comunicación.....	74
Selección de elementos de comunicación. ....	74
<i><b>Módulo de Software .....</b></i>	<b>75</b>
Entornos de desarrollo. ....	77
<i><b>Módulo de Unidad de Medición .....</b></i>	<b>79</b>
Elementos de medición.....	80
<i><b>Diagrama de flujo de los módulos en la parte eléctrica y de control.....</b></i>	<b>82</b>
<i><b>Diagrama de flujo de los módulos en la mecánica y unidad de medición</b></i>	
.....	82
<b>Diseño del subsistema de alimentación.....</b>	<b>83</b>
<b>Diseño y Análisis del Sistema Mecánico.....</b>	<b>85</b>

	12
<b><i>Diseño y análisis del sistema de movimiento</i></b> .....	<b>85</b>
<b>Eslabón 1 – Shin</b> .....	<b>86</b>
<b>Cálculo de pernos</b> .....	<b>94</b>
<b>Eslabón 2 – Thigh</b> .....	<b>95</b>
<b>Partes de la Unidad de medición</b> .....	<b>100</b>
<b>Carrier</b> .....	<b>100</b>
<b>Basculantes</b> . ....	<b>101</b>
<b>Impulsor</b> . ....	<b>102</b>
<b>Cover</b> . ....	<b>102</b>
<b>Diseño del resorte</b> . ....	<b>103</b>
<b>Diseño del sistema electrónico y de control</b> .....	<b>104</b>
<b><i>Diagrama de Bloques</i></b> .....	<b>104</b>
<b><i>Diseño de la placa electrónica</i></b> .....	<b>105</b>
<b>Diseño para conexión: control - fuente de alimentación</b> .....	<b>105</b>
<b>Diseño para conexión: control, comunicación y de modos</b> . ....	<b>105</b>
<b>Diseño para conexión: control - actuador motriz</b> .....	<b>106</b>
<b>Diseño para conexión: control - unidad de medición</b> . ....	<b>106</b>
<b>Diseño de la PCB</b> .....	<b>107</b>
<b>Diagrama de flujo del control</b> . ....	<b>108</b>
<b>Diagrama de flujo aplicación – interfaz</b> .....	<b>108</b>
<b>Construcción del prototipo de órtesis mecatrónica</b> .....	<b>110</b>
<b>Fabricación de piezas Subsistema Actuador Motriz de medición</b> .....	<b>110</b>

	13
<b><i>Manufactura de los eslabones</i></b> .....	111
<b>Proceso digital Pre-fabricación</b> .....	111
<b>Proceso de preparación de la máquina.</b> .....	112
<b>Configuración de parámetros</b> .....	112
<b>Proceso Post-fabricación</b> .....	113
<b><i>Manufactura de piezas en 3D</i></b> .....	114
<b>Proceso digital Pre-fabricación</b> .....	114
<b>Proceso de preparación de la máquina</b> .....	114
<b>Configuración de parámetros</b> .....	115
<b>Proceso Post-fabricación</b> .....	115
<b><i>Manufactura de la rodillera</i></b> .....	116
<b><i>Ensamble de la estructura</i></b> .....	116
<b>Ensamble 1 motor eslabón 1</b> .....	116
<b>Ensamble 3 eslabón 2 - Carrier</b> .....	117
<b>Ensamble 2 del motor al acople</b> .....	118
<b>Elaboración del sistema electrónico y de control</b> .....	120
<b>Elaboración del sistema electrónico</b> .....	120
<b><i>Partes internas del sistema electrónico</i></b> .....	120
<b><i>Partes externas del sistema electrónico</i></b> .....	121
<b><i>Configuración de tarjeta de control</i></b> .....	122
<b>Lógica de control para la tarjeta controladora</b> .....	123
<b>Programación de la tarjeta controladora</b> .....	126

	14
<i>Interfaz gráfica en Unity - APK</i> .....	127
Ventana Registro de Pacientes .....	128
<i>Descripción ventana para programación</i> .....	128
Ventana resultante para Registro de Pacientes. ....	129
Ventana Modo Testing. ....	130
Exportación Unity - APK .....	132
Pruebas y resultados .....	134
Evaluación del prototipo de la órtesis por parte del fisioterapeuta.....	134
<i>Acondicionamiento para la evaluación del prototipo</i> . ....	134
<i>Método de evaluación</i> . ....	136
Tabulación de encuestas.....	137
<i>Interpretación de resultados</i> .....	138
Validación de hipótesis. ....	145
<i>Planteamiento de la Hipótesis</i> .....	146
<i>Variables de Investigación</i> .....	146
<i>Validación de la Hipótesis</i> .....	146
Conclusiones y Recomendaciones.....	149
Conclusiones .....	149
Recomendaciones .....	150
Bibliografía.....	152

## Índice de tablas

<b>Tabla 1.</b> <i>Medidas Antropométricas de la población de la sierra ecuatoriana</i> .....	42
<b>Tabla 2</b> <i>Clasificación motores a pasos</i> .....	43
<b>Tabla 3</b> <i>Características STM32F103C</i> .....	47
<b>Tabla 4.</b> <i>Características Arduino NANO</i> .....	48
<b>Tabla 5.</b> <i>Características Teensy 3.2</i> .....	49
<b>Tabla 6.</b> <i>Tipos de acelerómetros</i> .....	51
<b>Tabla 7.</b> <i>Estándares WIFI</i> .....	54
<b>Tabla 8</b> <i>Necesidades de los Usuarios</i> .....	59
<b>Tabla 9</b> <i>Módulos del Prototipo de órtesis</i> .....	60
<b>Tabla 10</b> <i>Criterios de Ponderación módulo mecánico soportes</i> .....	61
<b>Tabla 11.</b> <i>Ponderación criterio de calidad.</i> .....	62
<b>Tabla 12.</b> <i>Ponderación Criterio de Accesibilidad módulo mecánico</i> .....	62
<b>Tabla 13</b> <i>Ponderación Criterio de Dificultad módulo mecánico</i> .....	62
<b>Tabla 14</b> <i>Ponderación Total Módulo mecánico</i> .....	63
<b>Tabla 15</b> <i>Criterios de Ponderación módulo mecánico elementos móviles</i> .....	64
<b>Tabla 16</b> <i>Criterio de calidad módulo mecánico elementos móviles</i> .....	64
<b>Tabla 17</b> <i>Criterio de Flexibilidad módulo mecánico elementos móviles</i> .....	65
<b>Tabla 18</b> <i>Criterio de accesibilidad módulo mecánico elementos móviles</i> .....	65
<b>Tabla 19</b> <i>Ponderación total módulo mecánico elementos móviles</i> .....	66
<b>Tabla 20</b> <i>Características Técnicas PLA</i> .....	66
<b>Tabla 21</b> <i>Criterios Ponderación elementos actuadores</i> .....	68
<b>Tabla 22</b> <i>Criterio Torque para la selección de actuadores</i> .....	69
<b>Tabla 23</b> <i>Criterio de costo para la selección de elementos actuadores</i> .....	69
<b>Tabla 24</b> <i>Criterio de control para la selección de elementos actuadores</i> .....	69

<b>Tabla 25</b>	<i>Ponderación total para la selección de elementos actuadores</i>	70
<b>Tabla 26</b>	<i>Criterios selección elementos de control electrónico</i>	71
<b>Tabla 27</b>	<i>Criterio de Frecuencia para la selección elementos de control</i>	72
<b>Tabla 28</b>	<i>Criterio de memoria para la selección elementos de control electrónico</i>	72
<b>Tabla 29</b>	<i>Criterio de costo para la selección elementos de control electrónico</i>	72
<b>Tabla 30</b>	<i>Ponderación total para la selección de elementos de control</i>	73
<b>Tabla 31</b>	<i>Criterios de selección elementos de comunicación</i>	74
<b>Tabla 32</b>	<i>Criterio de uso para la selección del componenete de comunicación</i>	75
<b>Tabla 33</b>	<i>Criterio de alcance para el componenete de comunicación</i>	75
<b>Tabla 34</b>	<i>Criterio de costo para la selección del componenete de comunicación</i>	76
<b>Tabla 35</b>	<i>Ponderación total alternativas elemento de comunicación</i>	76
<b>Tabla 36</b>	<i>Criterios de selección para el entorno de desarrollo</i>	77
<b>Tabla 37</b>	<i>Criterio de usabilidad para la selección del entorno de desarrollo</i>	78
<b>Tabla 38</b>	<i>Criterio de flexibilidad para la selección del entorno de desarrollo</i>	78
<b>Tabla 39</b>	<i>Criterio de capacidad de prueba para el entorno de desarrollo</i>	79
<b>Tabla 40</b>	<i>Ponderación total para la selección del entorno de desarrollo</i>	79
<b>Tabla 41</b>	<i>Criterios de selección para el elemento sensor</i>	80
<b>Tabla 42</b>	<i>Criterio de uso para la selección del elemento sensor</i>	81
<b>Tabla 43</b>	<i>Criterio de precisión para la selección del elemento sensor</i>	81
<b>Tabla 44</b>	<i>Criterio de control para la selección del elemento sensor</i>	81
<b>Tabla 45</b>	<i>Ponderación total para la selección del elemento sensor</i>	82
<b>Tabla 46</b>	<i>Consumo eléctrico po componente</i>	84
<b>Tabla 47</b>	<i>Consumo eléctrico por componenete</i>	85
<b>Tabla 48</b>	<i>Porcentajes equivalentes del cuerpo humano</i>	86
<b>Tabla 49</b>	<i>Segmento del cuerpo y su peso porcentual</i>	87
<b>Tabla 50.</b>	<i>Materiales del Prototipo</i>	110

<b>Tabla 51.</b> <i>Parámetros de corte Acero ASTM A36 2mm</i> .....	112
<b>Tabla 52.</b> <i>Características de la Ender 3Pro</i> .....	114
<b>Tabla 53.</b> <i>Parámetros para la impresión 3D</i> .....	115
<b>Tabla 54.</b> <i>Componentes del Ensamble 1 para la sujeción de sistema</i> .....	117
<b>Tabla 55.</b> <i>Elementos del sistema motriz de la articulación</i> .....	118
<b>Tabla 56.</b> <i>Lista de elementos electrónicos internos del sistema</i> .....	121
<b>Tabla 57.</b> <i>Lista de elementos electrónicos externos del sistema</i> .....	122
<b>Tabla 58.</b> <i>Partes del entorno de programación UNITY</i> .....	128
<b>Tabla 59.</b> <i>Descripción ventana pacientes</i> .....	130
<b>Tabla 60.</b> <i>Descripción ventana en modo testing</i> .....	131
<b>Tabla 61.</b> <i>Resultados de las preguntas cerradas de Si o No</i> .....	136
<b>Tabla 62.</b> <i>Resultado de las preguntas cualitativas evaluadas en la encuesta</i> .....	138

## Índice de figuras

<b>Figura 1.</b> <i>Demostración de zancada y un paso</i> .....	35
<b>Figura 2.</b> <i>Fases de la marcha</i> .....	35
<b>Figura 3.</b> <i>Órtesis Mecánica</i> .....	39
<b>Figura 4.</b> <i>Ortesis Biomecánica</i> .....	40
<b>Figura 5.</b> <i>Órtesis Activa de mano</i> .....	40
<b>Figura 6.</b> <i>Órtesis pasiva de brazo</i> .....	41
<b>Figura 7.</b> <i>Funcionamiento del servo</i> .....	44
<b>Figura 8.</b> <i>Discretización o mado</i> .....	46
<b>Figura 9.</b> <i>Angulos del medición</i> .....	52
<b>Figura 10.</b> <i>Diagrama de control del servomotor</i> .....	52
<b>Figura 11.</b> <i>Módulo bluethooth</i> .....	53
<b>Figura 12.</b> <i>Módulo Wifi</i> .....	54
<b>Figura 13.</b> <i>Módulo GSM</i> .....	55
<b>Figura 14.</b> <i>Entorno de UNITY</i> .....	56
<b>Figura 15.</b> <i>Entorno de Programación</i> .....	57
<b>Figura 16.</b> <i>LabVIEW</i> .....	57
<b>Figura 17.</b> <i>Módulos del prototipo</i> .....	59
<b>Figura 18.</b> <i>Diagrama de flujo eléctrico</i> .....	82
<b>Figura 19.</b> <i>Diagrama de flujo mecánico</i> .....	83
<b>Figura 20.</b> <i>Eslabón Shin</i> .....	87
<b>Figura 21.</b> <i>DCL Shin</i> .....	89
<b>Figura 22.</b> <i>DCLFuerzas Shin</i> .....	90
<b>Figura 23.</b> <i>DCL Fuerzas</i> .....	91
<b>Figura 24.</b> <i>Diagramas en Software</i> .....	93
<b>Figura 25.</b> <i>Diagramas en Software</i> .....	94

	19
<b>Figura 26.</b> <i>Eslabón Thigh</i> .....	96
<b>Figura 27.</b> <i>Diagramas de cuerpo libre thigh</i> .....	96
<b>Figura 28.</b> <i>Diagramas de carga, corte y momento</i> .....	98
<b>Figura 29.</b> <i>Análisis software CAD</i> .....	100
<b>Figura 30.</b> <i>CAD Carrier</i> .....	101
<b>Figura 31.</b> <i>CAD Basculantes</i> .....	101
<b>Figura 32.</b> <i>CAD Impulsor</i> .....	102
<b>Figura 33.</b> <i>CAD Cover</i> .....	102
<b>Figura 34.</b> <i>Diagrama de bloques sistema electrónico</i> .....	104
<b>Figura 35.</b> <i>Diagrama fuente de alimentación</i> .....	105
<b>Figura 36.</b> <i>Diagrama circuito de comunicación</i> .....	106
<b>Figura 37.</b> <i>Diagrama circuío para acción del actuador</i> .....	106
<b>Figura 38.</b> <i>Diagrama circuito Sensor</i> .....	107
<b>Figura 39.</b> <i>Diseño PCB</i> .....	107
<b>Figura 40.</b> <i>Diagrama flujo de control</i> .....	108
<b>Figura 41.</b> <i>Diagrama de flujo Interfaz</i> .....	109
<b>Figura 42.</b> <i>Importación de piezas en CypCut</i> .....	111
<b>Figura 43.</b> <i>Escritura de parámetros</i> .....	113
<b>Figura 44.</b> <i>Piezas cortadas en máquina de corte por fibra láser</i> .....	113
<b>Figura 45.</b> <i>Piezas impresas en 3D</i> .....	115
<b>Figura 46.</b> <i>Soporte ergonómico</i> .....	116
<b>Figura 47.</b> <i>Ensamble motor - eslabón 1</i> .....	116
<b>Figura 48.</b> <i>Ensamble 1 Shin - Mecanismo de medición</i> .....	117
<b>Figura 49.</b> <i>Ensamble al acople impulsor</i> .....	118
<b>Figura 50.</b> <i>Estructura metálica del prototipo con carcasa</i> .....	119
<b>Figura 51.</b> <i>Vista explosionada</i> .....	119

	20
<b>Figura 52.</b> <i>Sistema electrónico interno para el control de movimientos</i> .....	120
<b>Figura 53.</b> <i>Componentes electrónicos externos</i> .....	121
<b>Figura 54.</b> <i>Alimentación general</i> .....	122
<b>Figura 55.</b> <i>Lógica de programación Parte A</i> .....	123
<b>Figura 56.</b> <i>Selección del sentido de giro</i> .....	124
<b>Figura 57.</b> <i>Selección del Sentido</i> .....	125
<b>Figura 58.</b> <i>Librerías utilizadas en la programación</i> .....	126
<b>Figura 59.</b> <i>Control automático</i> .....	126
<b>Figura 60.</b> <i>Control en modo manual</i> .....	127
<b>Figura 61.</b> <i>Entorno gráfico de Programación</i> .....	128
<b>Figura 62.</b> <i>Ventana para el registro de pacientes</i> .....	129
<b>Figura 63.</b> <i>Ventana del modo Testing</i> .....	130
<b>Figura 64.</b> <i>Interfaz gráfica del modo de prueba</i> .....	131
<b>Figura 65.</b> <i>Diagrama de compilación</i> .....	132
<b>Figura 66.</b> <i>APK para Android</i> .....	133
<b>Figura 67.</b> <i>Comandos principales utilizados en la app</i> .....	133
<b>Figura 68.</b> <i>Posicionamiento del prototipo en el paciente</i> .....	134
<b>Figura 69.</b> <i>Ajuste de la órtesis en la pierna del paciente</i> .....	135
<b>Figura 70.</b> <i>Puesta en marcha del prototipo en el paciente</i> .....	136
<b>Figura 71.</b> <i>Resultados de la Pregunta 1</i> .....	138
<b>Figura 72.</b> <i>Resultados de la Pregunta 2</i> .....	139
<b>Figura 73.</b> <i>Resultados de la Pregunta 3</i> .....	139
<b>Figura 74.</b> <i>Resultados de la Pregunta 4</i> .....	140
<b>Figura 75.</b> <i>Resultados de la Pregunta 5</i> .....	140
<b>Figura 76.</b> <i>Resultados de la Pregunta 6</i> .....	141
<b>Figura 77.</b> <i>Resultados de la Pregunta 7</i> .....	141

<b>Figura 78.</b> <i>Resultados de la Pregunta 8</i> .....	142
<b>Figura 79.</b> <i>Resultados de la Pregunta 9</i> .....	142
<b>Figura 80.</b> <i>Resultados de la Pregunta 10</i> .....	143
<b>Figura 81.</b> <i>Resultados de la Pregunta 11</i> .....	143
<b>Figura 82.</b> <i>Resultados de la Pregunta 12</i> .....	144
<b>Figura 83.</b> <i>Resultados de la Pregunta 13</i> .....	144
<b>Figura 84.</b> <i>Resultados de la Pregunta 14</i> .....	145

## Resumen

El siguiente trabajo de titulación se trata del diseño e implementación de un prototipo de órtesis mecatrónica para facilitar la evaluación de amplitud articular y fuerza muscular necesarios en la rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla en la fundación de niños especiales San Miguel de Salcedo. El prototipo se compone de una estructura ergonómica que sujeta la pierna del paciente mediante un conjunto de velcros capaces de amoldarse a la extremidad inferior; el sistema posee dos modos de operación, el primero es el modo manual que evalúa parámetros de medición, estos datos son necesarios para el rehabilitador en el seguimiento de forma precisa al progreso de recuperación del usuario; el otro modo es el de asistencia de caminata o control automático, el cual lee la intención de movimiento en la articulación y brinda soporte para la asistencia en la marcha. Los datos se almacenan en una aplicación móvil que se comunica con la órtesis mediante bluetooth, el dispositivo permite seleccionar el modo de operación con la botonera y pantalla oled incorporada en el sistema electrónico. La órtesis es portable e inalámbrica para ser utilizada por el usuario en los ejercicios de rehabilitación o actividades cotidianas según el rehabilitador lo autorice. Una vez implementado el prototipo en el departamento de rehabilitación de la fundación, se realizaron encuestas al personal y a usuarios de prueba, logrando comprobar que se facilita y optimiza notablemente el tratamiento de recuperación con la asistencia brindada al especialista para la toma de datos y la ejecución de movimientos.

Palabras clave:

- **ÓRTESIS MECATRÓNICA**
- **REHABILITACIÓN DE LA RODILLA**
- **AMPLITUD ARTICULAR Y FUERZAS MUSCULAR**

### **Abstract**

The following degree work is about the design and implementation of a mechatronic orthosis prototype to facilitate the evaluation of joint amplitude and muscle strength necessary in the rehabilitation of patients undergoing arthroscopic knee surgery at the San Miguel de Salcedo foundation for special children. The prototype is made up of an ergonomic structure that supports the patient's leg by means of a set of Velcro capable of conforming to the lower limb; The system has two modes of operation, the first is the manual mode that evaluates measurement parameters. These data are necessary for the rehabilitator to accurately monitor the user's recovery progress; the other mode is walk assist or automatic control, which reads the intention of movement at the joint and provides support for gait assist. The data is stored in a mobile application that communicates with the orthosis via bluetooth, the device allows selecting the operating mode with the keypad and the oled screen incorporated into the electronic system. The orthosis is portable and wireless to be used by the user in rehabilitation exercises or daily activities as authorized by the rehabilitator. Once the prototype was implemented in the rehabilitation department of the foundation, surveys were conducted with the staff and test users, managing to verify that the recovery treatment is significantly facilitated and optimized with the assistance provided to the specialist for data collection and execution. of movements

Keywords:

- **MECHATRONIC ORTHOSIS**
- **KNEE REHABILITATION**
- **ARTICULAR AMPLITUDE AND MUSCULAR FORCES**

## **CAPÍTULO I**

### **1. Generalidades**

#### **1.1. Introducción**

En la actualidad la medicina está siendo conjugada con la ingeniería en todo el mundo, reemplazando equipos tradicionales que se utilizaban anteriormente en la medicina y en automatizar procesos que antes requerían de la asistencia de un doctor especializado con la finalidad de alcanzar resultados más exactos y precisos.

En el país para evaluar los parámetros de rehabilitación aún se siguen utilizando procedimientos convencionales poco fiables incluso para la medición de la fuerza solo se utiliza la valoración personal del rehabilitador al no poseer un sistema de medición para dicho parámetro.

Mediante este proyecto se pretende facilitar el proceso de medición de parámetros de evaluación para la rehabilitación de la articulación de la rodilla mediante un prototipo portátil, compacto y funcional que permita optimizar el proceso de recuperación de los pacientes sometidos a cirugías artroscópicas de rodilla.

El proyecto dio como resultado el prototipo de órtesis mecatrónica que puede ser implementado en cualquier centro de rehabilitación de manera sencilla e intuitiva tanto para el evaluador como para el paciente.

#### **1.2. Antecedentes**

Las cirugías artroscópicas han evolucionado de manera drástica en la actualidad, gracias a la precisión y eficiencia que permiten alcanzar a los especialistas en este tipo de procedimientos, permitiendo identificar de manera más rápida varias patologías vinculadas a los problemas presentes en las articulaciones; siendo una de las más importantes la artroscopia de la articulación de la rodilla, debido a que se encuentra ligada directamente al movimiento de las piernas por lo

que cualquier alteración en la misma conlleva problemas en movimientos básicos como caminar, correr, saltar, desplazarse. (Pacheco Díaz, 2007)

La artroscopia de rodilla es el procedimiento quirúrgico más común en lesiones provocadas en dicha articulación, debido a que es un procedimiento menos invasivo que cirugías convencionales y a la amplitud de casos en los que se puede aplicar este procedimiento, tales como: Patología osteocondral (Artrosis), patología del cartílago, de menisco, ligamentosa, sinovial, traumatismos agudos, artroplastia, entre otras patologías.

El enfoque general de las órtesis ha cambiado con el transcurso del tiempo, es así que actualmente buscan mejorar el estilo de vida y recuperar de una lesión en el menor tiempo posible, de una manera más eficiente y adecuada; para esto es necesario que las órtesis sean lo más ergonómicas posibles y posean un control robusto y preciso tomando en cuenta parámetros biológicos que facilitan la implementación de los equipos en los pacientes de la manera menos invasiva. (Ilzarbe, 2014)

Hasta la actualidad se han desarrollado diversos proyectos enfocados en la elaboración de órtesis y prótesis, para extremidades, con la integración de componentes electrónicos, a fin de contribuir al direccionamiento adecuado del uso de diversas tecnologías en este campo. Algunos proyectos relacionados con la propuesta se describen a continuación:

1. En el 2017, se presenta en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE sede Latacunga el proyecto de titulación "Diseño y construcción de una órtesis automatizada para la rehabilitación de la articulación de la rodilla, en los pacientes del Patronato Municipal de Amparo Social de la ciudad de Latacunga" en el cual se logra optimizar el tiempo de recuperación de

los pacientes y se reduce el esfuerzo del profesional en fisioterapia para el proceso, esto mediante la implementación de sensores electrónicos, mecánicos y contactos para la lectura de datos así como el uso de tarjetas controladoras. (Jerez & Vásquez, 2017)

2. En el 2014, se presenta un trabajo colaborativo entre la Universitat Politècnica de Catalunya y la Universitat de Barcelona, en donde se estudian las fuerzas entre una órtesis y la pierna, durante los ciclos de movimiento, basadas en la tolerancia respecto a las presiones máximas admisibles; sin embargo, la mayor importancia radica en la base teórica del proyecto donde se establecen parámetros sobre la marcha humana y la relación respecto a una órtesis de rodilla con control de apoyo (SCKAFO) delimitado para lesionados medulares incompletos. (Amaia, 2014)
3. En el 2017, se desarrolla el tema "Diseño e implementación de un prototipo de prótesis transtibial con amortiguamiento activo mediante la investigación del comportamiento de materiales magnetoreológicos bajo diferentes campos magnéticos" en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE sede Latacunga donde se realizó el análisis cinemático de las articulaciones y se determinó las fuerzas de apoyo y demás correspondientes a la dinámica de la pierna así como el impacto (aceleraciones y velocidades) que recibe. (Erazo & Mera, 2017)
4. Como una propuesta basada en la corrección de hiperextensión de rodilla, durante la postura y marcha rígida, se propuso el diseño de un dispositivo ortopédico activo, inteligente y portátil de rehabilitación donde se proporciona una amortiguación variable y controlada para la flexión adecuada de la rodilla. Esto por parte del Department of Physical

Therapy, Northeastern University en el Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Weinberg, y otros, 2007)

5. El Proyecto de titulación "Diseño y construcción de una órtesis de rodilla, destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior" realizado en la Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca, muestra una órtesis para la rehabilitación de pacientes que han tenido cirugías traumatológicas de rodilla, los sensores del equipo permiten medir el ángulo de flexión de la pierna de los pacientes y a su vez permiten la movilidad de la misma mediante el uso de actuadores lineales con control FPD y retroalimentación de señales electromiográficas, sin embargo es un dispositivo que no se puede trasladar debido a sus condiciones de alimentación y obtención de datos. (Romero, 2012)

### **1.3. Planteamiento del problema**

Un estudio realizado por la Organización Mundial de la Salud revela que la rodilla es la articulación más propensa a daños, siendo las principales lesiones la rotura de meniscos y de ligamentos. Cuatro de cada diez casos requieren cirugías para su reconstrucción; más de la mitad de casos están relacionados a actividades deportivas, desde correr hasta la práctica de deportes de alto riesgo, en la actualidad la conciencia de tener un cuerpo sano impulsa a las personas para que realicen algún tipo de actividad física, lamentablemente si no existe una preparación previa o un simple desconocimiento del tema, se desencadenan accidentes o lesiones siendo las más comunes las lesiones de rodilla. Los tratamientos para este tipo de lesiones son tratados en gran mayoría mediante una técnica de cirugía conocida como artroscopia en la que se realizan incisiones con micro instrumentación que facilita la posterior recuperación de los pacientes.

El tratamiento postoperatorio de rehabilitación es vital para garantizar la reinserción del paciente a sus actividades normales de la manera más pronta y segura posible, los tratamientos de rehabilitación duran aproximadamente de una a dos horas diarias por paciente, esto hace que la recuperación se demore demasiado tiempo al tratarse de sesiones de rehabilitación cortas que están restringidas al tiempo que el paciente puede estar con el médico y el periodo de atención de los centros de rehabilitación, el proceso de recuperación es lento e ineficiente.

Actualmente las terapias de rehabilitación en el país utilizan métodos convencionales para medir parámetros necesarios para la valoración del paciente; además, estos métodos sólo miden la amplitud articular y no poseen un manera de evaluar la fuerza muscular más que la valoración personal del terapeuta, es decir, no se puede tener una valoración para medir la recuperación de la fuerza del paciente.

Los métodos convencionales de evaluación de parámetros para la recuperación se restringen a una evaluación diaria o semanal por lo no se puede mantener un control constante del proceso de recuperación del paciente que brinde parámetros porcentuales de progreso del mismo, además no poseen un registro constante de los avances del paciente por lo que no poseen datos comparativos en cuanto a la rehabilitación de pacientes.

Por estas razones se propone el diseño e implementación de una órtesis mecatrónica para la asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes con cirugía artroscópica de rodilla la cual facilitará la evaluación progresiva constante de los avances del paciente mediante la evaluación de parámetros involucrados en la rehabilitación de la articulación, además de permitir rehabilitar al paciente mientras utiliza la órtesis, esto reducirá el tiempo de recuperación del mismo.

#### **1.4. Descripción resumida del proyecto**

El presente trabajo integra la tecnología de robótica con el tratamiento de recuperación postoperatorio de pacientes sometidos a procedimientos quirúrgicos artroscópicos en la articulación de la rodilla, mediante el diseño y construcción de un sistema de rehabilitación basado en una órtesis mecatrónica que permita medir variables necesarias para la evaluación médica por parte del terapeuta, además de ofrecer apoyo continuo en el paciente para la corrección de postura y marcha. Se debe realizar una investigación para profundizar en temas relacionados con la biomecánica de la pierna, datos sobre la postura y marcha de una persona, entre otros parámetros necesarios para el modelamiento y dimensionamiento de los elementos eléctricos y mecánicos a implementarse.

El sistema mecatrónico de rehabilitación consta de una órtesis mecatrónica que será capaz de realizar una verificación del progreso del tratamiento mediante el uso de sensores para medir la amplitud articular y la fuerza muscular de la extremidad inferior de la persona, estos valores serán utilizados posteriormente en una base de datos. La órtesis también brindará soporte y corrección en los movimientos de la articulación tanto en las sesiones con el terapeuta como en las actividades cotidianas del paciente, a diferencia de otros métodos tradicionales donde la órtesis permite al usuario su rehabilitación solo mientras realiza ejercicios con el terapeuta. Se realizará un diseño utilizando un software especializado en donde se tomará en cuenta parámetros antropométricos y ergonómicos. Además, para su construcción se utilizará procesos de manufactura adecuados, con un análisis previo de materiales y criterios de diseño.

El sistema de monitoreo del paciente será desarrollado en un entorno de programación que permita la obtención de datos en un dispositivo móvil, así como también en dispositivos móviles con el fin de que el terapeuta y el usuario pueda

mantenerse actualizados con los avances del tratamiento. Además, el sistema mostrará datos para que el terapeuta focalice los ejercicios adecuados para el paciente.

Para la validación del funcionamiento, el sistema almacenará los datos obtenidos en cada sesión de rehabilitación de forma manual por parte del terapeuta, con lo que se evaluará el aumento de fuerza muscular y la amplitud articular del paciente, en función de pruebas reales que permitirán medir el progreso de rehabilitación de los pacientes.

### **1.5. Justificación e importancia**

Según la Sociedad Ortopédica Americana para la Medicina del Deporte, anualmente se realizan más de 4 millones de artroscopias de rodilla, este proceso resulta ser menos invasivo que una cirugía abierta de rodilla, generalmente en este proceso se introduce un instrumento llamado artroscopia que permite visualizar el interior de la rodilla y a su vez realizar intervenciones para reparar la misma o quitar tejido lesionado. (OrthoInfo, 2010)

Posterior a la intervención, es necesario un tiempo de recuperación que según el tipo de lesión tratada se necesitará de un tiempo relativamente corto que puede variar entre un par de semanas o meses, en donde se le recomienda al paciente asistir a un centro de terapia física periódicamente con el objetivo de evaluar el avance de la rehabilitación. En esta etapa es indispensable que la persona gane fuerza muscular y recupere la amplitud articular para que retome las actividades cotidianas sin complicaciones posteriores. (Carnero, 2019)

En la actualidad, para el tratamiento de rehabilitación después de una artroscopia de rodilla y de otras intervenciones quirúrgicas así como el malestares presente en la misma, se utilizan en su mayoría órtesis mecánicas que cumplen la

función de soportar el peso de la persona mientras se encuentre de pie o en movimiento, en algunos casos se utilizan una serie de resortes para otorgar una reincorporación de la fuerza para la flexión de la pierna, sin embargo la mayor complicación radica al no mantener control de la fuerza generada por el resorte y la falta de precisión en la medida de factores importantes por parte del profesional. Por otro lado, el uso de exoesqueletos se limita al ámbito militar y permanece en investigación, pero no pretende realizar un enfoque médico y mucho menos en temas de rehabilitación.

Existen también órtesis automatizadas (que involucran el uso de componentes eléctricos y electromecánicos) que procuran realizar mediciones de variables necesarias en el proceso de rehabilitación, pero la mayor desventaja es la falta de portabilidad, haciendo necesario el uso de una fuente externa de energía, o de sistemas complejos para la toma de datos, pero no brinda al paciente la capacidad de utilizar la órtesis en sus actividades cotidianas.

El presente proyecto pretende ofrecer al paciente la oportunidad de utilizar la órtesis de forma activa para corregir la postura y la marcha; es decir, se permite la portabilidad de la órtesis y su uso en tareas emitidas por el usuario al mismo tiempo que aporta en la movilidad de las articulaciones. Además, mediante el uso de tecnologías se podrán conocer el valor de la fuerza muscular de la persona, factor importante para reconocer si se ha logrado ganar fuerza muscular y el tiempo, a criterio del profesional, para abandonar el uso de la órtesis; de la misma manera se puede censar la amplitud articular, el cual es un dato usado para reconocer el daño en las articulaciones entre otros temas.

La generación de datos por parte de la órtesis para luego ser usados en una base de datos ayuda al profesional en la asistencia para seguir la evaluación del

avance del paciente en el proceso de rehabilitación. La aplicación proporciona un entorno agradable, interactivo y comprensible para los usuarios.

## **1.6. Objetivos**

### **1.6.1. Objetivo General**

Diseñar e implementar una órtesis mecatrónica para asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla, mediante un sistema de corrección de amplitud articular y fuerza muscular, en la Fundación de Niños Especiales San Miguel.

### **1.6.2. Objetivos Específicos**

- Investigar acerca de los procedimientos de artroscopia de rodilla más comunes en pacientes adultos.
- Investigar sobre la biomecánica de las extremidades inferiores del cuerpo humano especialmente en la articulación de la rodilla.
- Seleccionar el sistema sensorial y los actuadores para la órtesis en función de los parámetros necesarios para soportar los movimientos de la articulación.
- Diseñar una órtesis mecatrónica mediante impresión 3D y técnicas de mecanizado CNC para proporcionar un modelo ergonómico y estético para los pacientes.
- Diseñar una aplicación para evaluar los parámetros principales en tratamientos de rehabilitación, así como el control del progreso del paciente.
- Desarrollar los algoritmos de programación para el control de la órtesis mediante sensores de adquisición de datos.
- Realizar pruebas de la órtesis de rehabilitación de rodilla para validar su funcionamiento mediante la información registrada en la base de datos.

### **1.7. Hipótesis**

¿El diseño e implementación de una órtesis mecatrónica permitirá la asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla, mediante un sistema de corrección de amplitud articular y fuerza muscular?

## CAPÍTULO II

### 2. Fundamentos Teóricos y de Investigación

#### 2.1. Articulación de la rodilla

La rodilla se encuentra ubicada en la parte media de la pierna y es estudiada por la medicina debido a diversos problemas que se dan en ella. Se considera como articulación por estar compuesta por varias partes móviles del cuerpo, como sigue: 3 huesos, 5 ligamentos y 2 meniscos en contacto y movimiento que unen al muslo y la pierna. (Valencia, Mejía, & Erazo, 2017)

#### 2.2. Amplitud articular

Se refiere a la cantidad de movimiento que realiza una articulación, ya sea por movimiento voluntario del paciente sin ningún impulso, o por ayuda de un profesional de la salud y/o fuerza externa. Esta distancia se expresa generalmente en grados (distancia recorrida desde su posición neutral a su límite máximo) cuyo Rango de movimiento articular varía de acuerdo a la articulación, actualmente para la rodilla se utiliza un instrumento llamado goniómetro universal. (Hazel M, 2003)

#### 2.3. Fuerza Muscular

Es un parámetro que generalmente se evalúa de forma visual en base a un ángulo de tracción muscular y las relaciones que el terapeuta escoja entre longitud-tensión del músculo del paciente. Este parámetro es la capacidad que tiene el paciente para realizar un movimiento antes de que se genere fatiga por la repetitividad del esfuerzo realizado. Actualmente para evaluar este parámetro se utilizan dinamómetros manuales y tensiómetros. (Hazel M, 2003)

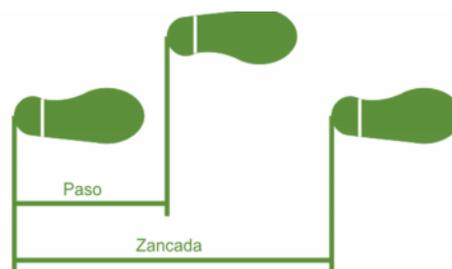
#### 2.4. Biomecánica de marcha humana

La biomecánica es una ciencia que reúne conceptos fisiológicos: anatómicos, articulares y musculares con definiciones mecánicas, que mediante análisis matemáticos y evaluaciones clínicas ofrecen una mejor comprensión de la actividad

locomotora humana sana. (Dufour & Pillu, 2018). Para poder explicar el comportamiento eficiente, funcional y normal del cuerpo humano se definen conceptos biomecánicos como la **marcha humana**, que es la forma natural del cuerpo humano para poder trasladarse de un punto a otro mediante una secuencia de movimientos buscando la estabilidad constante. De esta manera se define: una zancada como el movimiento comprendido entre el primer y segundo contacto del mismo pie con el suelo. Mientras que un **paso** sería el movimiento comprendido entre el contacto del pie con el suelo y el contacto de su contralateral sobre la superficie. (DUQUE, 2015) Todo este procedimiento se encuentra en la figura 1.

**Figura 1.**

*Demostración de zancada y un paso*



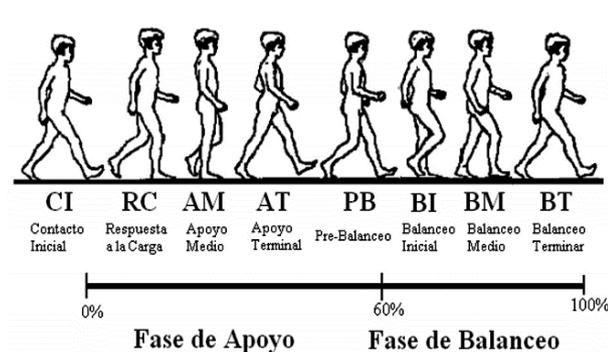
*Nota:* Tomado de(DUQUE, 2015)

#### 2.4.1. **Fases de la Marcha**

El ciclo de marcha normal de una persona se muestra en la figura 2.

**Figura 2.**

*Fases de la marcha*



*Nota:* Tomado de(Padilla, 2016)[1][P2][P3]

### **2.4.2. Análisis cinemático de la rodilla**

La cinemática corporal es una parte de la biomecánica que se encarga de estudiar el movimiento que realizan las distintas articulaciones del cuerpo. Más conocida como osteocinemática define dos grados de libertad en la rodilla: el primero se llama flexo - extensión (extensión se refiere a la rodilla con un ángulo de 0 grados, la flexión se considera al aumento del ángulo que forma la articulación) el movimiento es tipo bisagra y comprende la articulación femorotibial; el segundo, es un movimiento rotacional considerando el eje que pasa verticalmente por la articulación, este movimiento es completamente notorio cuando la rodilla se encuentra completamente flexionada. (Valencia et al., 2017)

#### **2.4.2.1. Valores de amplitud articular.**

Desde la flexión completa a la extensión completa existen 140 grados para la articulación femorotibial. En el ciclo de marcha la rodilla se flexiona a un máximo de 60 grados en un lugar plano, 80 grados en subida de escaleras y 90 grados para bajarlas, Los grados máximos de amplitud articular post operatoria los determina un médico especialista (Valencia et al., 2017)

### **2.4.3. Análisis Cinético de la rodilla**

Las fuerzas que generan el movimiento como las resultantes de la fuerza normal, los momentos inerciales, gravedad y contracciones musculares internas, son estudiadas por la cinética como parte de la biomecánica. La gravedad[4] es considerada exclusivamente para el tobillo al igual que la fuerza normal debido a que esta parte se encuentra en contacto directo con el suelo[5]; las contracciones musculares internas interfieren en la producción y absorción de la potencia,[6] sin embargo son aspectos indiferentes para el estudio realizado al ser irrelevantes en la creación de un prototipo de asistencia y no de dependencia para el movimiento; el momento inercial es pequeño considerando despreciable para el estudio de

flexiones de rodilla con ángulos por debajo de los 60 grados. (BIOMECÁNICA DE LA MARCHA, 2016)

## **2.5. Cirugía Artroscópica**

La artroscopia se define como la técnica que permite el acceso a una articulación bajo control visual directo, sin que haya necesidad de realizar una abertura grande y a cielo abierto usada para drenaje. (Fernández & J.L. Bartolomé Martín, 2003) Siendo así entonces, la artroscopia de rodilla se define como el procedimiento quirúrgico usado en pacientes con lesiones meniscales y condrales. (Lucas Daniel, y otros, 2016)

La artroscopia de rodilla es una alternativa terapéutica que es menos invasiva que una cirugía convencional y ha mostrado mejores resultados en la recuperación. La artroscopia, funciona como método de diagnóstico endoscópico (técnica que consiste en introducir una cámara en un tubo endoscópico a través de un orificio natural, incisión, u órgano hueco) con estas cualidades la artroscopia permite visualizar estructuras interarticulares, al mismo tiempo que puede abordar las afecciones con la mayor eficacia y la menor agresividad. Este procedimiento teóricamente puede ser aplicable en todas las articulaciones del cuerpo, pero en partes como la columna vertebral, hombros, tobillos y rodillas su aplicación es más común, la rodilla al ser una articulación expuesta superficialmente y que soporta una gran carga es un punto de aplicación prioritaria. (Lucas Daniel, y otros, 2016)

Según la Organización Panamericana de la Salud, define a la rehabilitación como un conjunto de intervenciones o acciones diseñadas para mejorar el funcionamiento y atenuar la discapacidad del paciente al momento de realizar una interacción con su entorno. (OPS, 2008) [7]

## **2.6. Órtesis de Rodilla**

Como órtesis se puede considerar a cualquier dispositivo utilizado de manera externa sobre una parte del cuerpo con el objetivo de mejorar su funcionamiento. Estas pueden ser según su función: de descarga, inmovilización, estabilización-soporte, funcionales, posturales, correctoras y mixtas. Su construcción es muy variada y puede ser de diversos materiales que cumplan su función y sean cómodos para el usuario. Su prescripción y uso debe ser realizado por parte de los profesionales y el paciente como tal. (Francisco Vargas, 2017)

La órtesis de rodilla permite mantener estabilidad y evitar movimientos incorrectos del paciente durante la rehabilitación; en cuanto a la marcha humana, tiene por objetivo ayudar en la realización de la misma, entre otras funciones de asistencia. (Francisco Vargas, 2017)

Actualmente, las órtesis de rodilla son mecánicas que brindan soporte y estabilidad en la movilización de la persona. Algunas marcas comerciales como ORTO-RENT ofrecen órtesis con precios, que varían según su diseño y funcionalidad desde 50 a 500\$. Siendo las órtesis de menor costo simples estructuras de inmovilización; y las de mayor precio, sistemas mecánicos elaborados para regular la flexión en la pierna del usuario. (ORTO-RENT, 2020)

### **2.6.1. Tipos de Órtesis**

Los movimientos que para la mayoría son comunes, son complicados para personas con problemas en las articulaciones debido a la debilidad muscular o dolencias en las mismas especialmente en las articulaciones inferiores dando origen a las Órtesis que brindan soporte, estabilidad y dependiendo del tipo ayudan a la fuerza muscular del paciente, estas se las puede clasificar en función de la utilidad de las mismas. (Kalita et al., 2020).

### 2.6.1.1. Órtesis Mecánicas.

Las órtesis mecánicas de la figura 3 brinda soporte a la articulación afectada mediante dispositivos mecánicos que brindan el apoyo necesario para corregir la posición normal de la articulación, en algunos casos también ayudan a mejorar la fuerza o el rendimiento de la articulación mediante resortes, elásticos u otros dispositivos que aumentan la fuerza de la articulación. (Galli & Pelozo, 2017)

#### Figura 3.

*Órtesis Mecánica*



*Nota:* Tomado de (Medical EXPO, 2018)

### 2.6.1.2. Órtesis Automatizadas.

Este tipo de órtesis se muestra en la figura 4, diferente de los prototipos mecánicos, disponen de sensores y actuadores para compensar el movimiento propio de una articulación, posee sensores capaces de predecir los movimientos o evaluar las variables que intervienen en el movimiento de la misma y mediante actuadores como motores, servomotores, actuadores lineales, entre otros que compensan la fuerza necesaria para que el miembro afectado tenga el movimiento prolijo y normal. (Galli & Pelozo, 2017)

**Figura 4.**

*Órtesis Biomecánica*



*Nota:* Tomado de (Alamy, 2017)

### **2.6.1.3. Órtesis Activas.**

Este tipo de órtesis se muestra en la figura 5, sustituyen la movilidad de un músculo o ligamento de una forma mecánica. A su vez poseen órtesis activas dinámicas que reemplazan movimientos propios de los músculos y órtesis activas estabilizadoras que reemplazan la funcionalidad de los ligamentos. (Galli & Pelozo, 2017)

**Figura 5.**

*Órtesis Activa de mano*



*Nota:* Tomado de (Ortho Acquatica, 2021)

#### 2.6.1.4. Órtesis Pasivas.

Este tipo de órtesis se muestran en la figura 6, brindan soporte a la parte afectada manteniéndola en cierta posición específica ya que no puede mantenerse en dicha posición por sí sola. Estas se pueden dividir en órtesis pasivas correctoras que sirven para corregir una malformación, y también existen las órtesis pasivas posturales que permiten mantener el ángulo correcto de las articulaciones mediante soportes externos. (Galli & Pelozo, 2017)

#### Figura 6.

*Órtesis pasiva de brazo*



*Nota:* Tomado de (Centro Ortopédico Sanitario, 2017)

#### 2.7. Ergonomía

Se considera la ergonomía como el estudio de la comodidad y aceptación de un humano frente a un medio de trabajo, una máquina o un artefacto con el que tenga contacto directo. (Litardo et al., 2019) Para dicha evaluación la ergonomía tiene una sub rama llamada Antropometría que específicamente es una parte de la ergonomía que involucra normas y metodologías que regulan el procedimiento para la toma de medidas de las partes humanas frente a los requerimientos de sistemas ergonómicos. (Lema & García, 2013)

Frente al continuo avance de las técnicas para la medición de las partes humanas se decidió tomar como referencia un estudio realizado en el entorno ecuatoriano en donde se obtuvieron como resultados los datos mostrados en la tabla 1 considerando el percentil 50 de personas mayores de 20 años de la región Sierra considerada como la zona de mayor interés para el estudio.

**Tabla 1.**

*Medidas Antropométricas de la población de la sierra ecuatoriana*

No	Medidas Antropométrica	50° [cm]
1	Altura Normal	171.08
2	Altura posición sentado normal	91.63
3	Altura posición sentado relajado	90.01
4	Altura de la rodilla	54.39
5	Altura a la poplítea	44.02
6	Altura del codo en posición sentado	22.04
7	Grosor del muslo	13.86
8	Longitud Glúteo - Rodilla	56.89
9	Longitud Glúteo - Poplítea	47.25
10	Longitud Codo a Codo posición sentado	46.46
11	Ancho de caderas posición sentado	38.05
12	Longitud Hombro - Codo	37.47
13	Longitud Codo - Mano	46.13

*Nota:* Tomado de (Lema & García, 2013)

## **2.8. Componentes Mecánicos**

Los sistemas mecánicos, están compuestos por elementos que como función principal tienen la de transformar o transmitir el movimiento desde las fuentes que los generan.

## 2.9. Motor a pasos

Los motores a pasos es un tipo de motor DC, que convierte una serie de pulsos eléctricos en desplazamientos angulares, como características su trabajo de rotación puede ser en ambas direcciones, se utilizan este tipo de motores porque se puede posicionar con precisión. (Conti, 2005)

La razón de que puedan lograr este movimiento es por su construcción, que está basado en un estator construido con varios bobinados en un material ferromagnético y un rotor que gira libremente en el estator, estos diferentes bobinados son alimentados uno a continuación del otro lo que causa un determinado desplazamiento angular o paso angular, los diferentes motores comerciales varían sus pasos desde  $90^\circ$  hasta  $1.8^\circ$  (Conti, 2005)

Podemos clasificar a los motores a pasos por su construcción como se muestra en la tabla # 2 de la siguiente manera:

**Tabla 2**

*Clasificación motores a pasos*

Clasificación	Característica
Unipolares	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Requieren una sola fuente de poder</li> <li>● Presenta un menor torque</li> <li>● Es de mayor tamaño</li> </ul>
Bipolares	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Requiere dos fuentes de poder o una fuente conmutable</li> <li>● Presenta un mayor torque</li> <li>● Es de menor tamaño</li> </ul>

*Nota:* Tomado de (Conti, 2005)

### 2.9.1. Servomotor

Los servomotores es un elemento compuesto de tres elementos: motor eléctrico, sensor de posición (mide el desplazamiento rotacional o lineal) y el amplificador electrónico. Los servomotores cuentan con tres modos de operación: posición, velocidad y par. (Cortés, 2011)

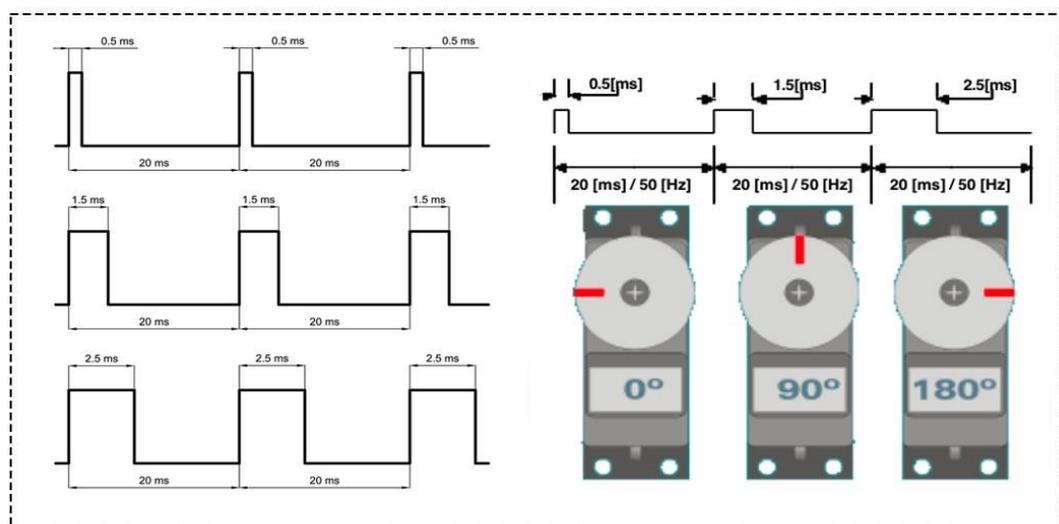
- Modo posición: mueve al motor a una posición establecida
- Modo velocidad: controla el movimiento del motor sobre una velocidad
- Modo par: permite evaluar la robustez, controlar posición y desplazamiento

Para controlar los servomotores es necesario enviar un pulso eléctrico de ancho variable PWM, el PWM enviado al motor determina la posición del eje, y se basa en la duración del pulso y el rotor girará a la posición deseada.

El servomotor está a la espera de ver un pulso, la longitud del pulso determina el sentido en el que gira el motor en la figura 7 se muestra el proceso de giro del servomotor. (Cortés, 2011)

**Figura 7.**

*Funcionamiento del servo*



*Nota:* Tomado de (Cortés, 2011)

### 2.9.2. *Actuador Lineal*

Un actuador tiene como trabajo brindar fuerza para mover o actuar sobre otro elemento, la fuerza puede venir de tres diferentes fuentes: neumática, hidráulica o motriz eléctrica.

Los actuadores neumáticos e hidráulicos son similares, los neumáticos tienen un mayor rango de compresión y en su estructura. Los actuadores lineales brindan una fuerza en línea recta como un pistón, los actuadores rotatorios generan una fuerza de rotación como un motor. (Ramirez & Diaz, 2018)

Los actuadores neumático lineal consisten en un cilindro con un pistón que se desliza y transmite su movimiento mediante un vástago, las principales construcciones son cilindro de simple efecto, cilindro de doble efecto. Las ventajas de estos tipos de actuadores es que su instalación es simple, que pueden ser usados en una gran cantidad de aplicaciones, además de poder resistir altas temperaturas y esfuerzos. (Toro et al., 2020)

La fuerza desarrollada (1) por un cilindro viene dada por el diámetro del émbolo la presión del aire y la resistencia al rozamiento, la fuerza teórica se calcula con la siguiente expresión. (Toro et al., 2020)

$$F = A * P \quad (1)$$

Donde:

F: Fuerza teórica del émbolo (N)

A: Área ( $m^2$ )

P: Presión relativa ( $N/m^2$ )

### 2.10. *Análisis de elementos finitos*

El método de elementos finitos es un método numérico generalmente utilizado para hallar la solución de problemas de gran dificultad con geometrías

complejas, es un método computarizado que permite analizar el comportamiento de un objeto ante fuerzas como el calor, vibración, flujo de fluidos, fenómenos eléctricos, magnéticos entre otros. (Tembleque, 2019)

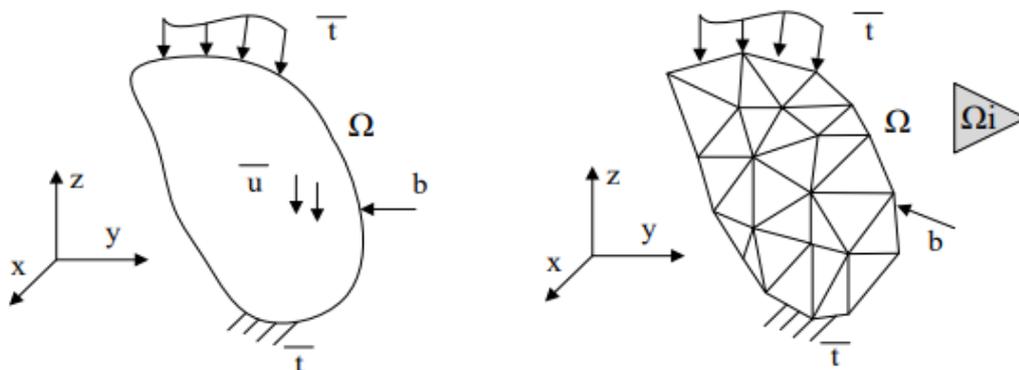
Este método permite considerar a una estructura con una geometría compleja como un ensamble de pequeñas partículas de tamaño finito, el concepto consiste en dividir a un objeto continuo en un número finito de elementos, a continuación, se resuelven las ecuaciones de cada uno de los elementos y la suma total será la solución general. (Tembleque, 2019) El método general de resolución consiste en:

- Definir la geometría el continuo se divide en un número finito de partes “elementos”, los puntos de unión de los elementos con sus adyacentes se denominan nodos, la unión de todos los nodos se denomina malla.
- Se asignan las condiciones de contorno y las propiedades a los materiales.
- Se generan un conjunto de  $N$  ecuaciones con  $N$  incógnitas que pueden ser Solucionadas fácilmente.

En la figura 8 se muestra el mallado de un objeto.

**Figura 8.**

*Discretización o mallado*



*Nota:* Tomado de (Tembleque, 2019)

## 2.11. Sistema electrónico

El sistema electrónico encargado del control de la órtesis mecatrónica, estará compuesto de varios componentes los cuales se describirán a continuación.

### 2.11.1. STM32F103C

El micro controlador STM32F103C es un dispositivo perteneciente a la familia de los micro controladores Stm32, los cuales son una serie de micro controladores diseñados para ofrecer una serie de ventajas a los usuarios como son: la capacidad de trabajar en tiempo real, procesamiento de señales digitales y un funcionamiento con bajo consumo energético además de que posee una amplia gama de herramientas y software de apoyo que facilitan el desarrollo de proyectos, en la tabla 3 se detallan sus características. (STMicroelectronics, 2019)

**Tabla 3**

*Características STM32F103C*

<b>Características</b>	<b>Especificaciones</b>
Núcleo	ARM Cortex M3
Frecuencia de operación	72 Mhz
Flash Memory	64 Kbytes
SRam	20 Kbytes
Alimentación	2.0 - 3.6 V
A/D conversor	2x12 bits
Interfaces de comunicación	I2C, USART, SPI, USB
I/O puertos	26

*Nota:* Tomado de (STMicroelectronics, 2019)

### 2.11.2. Arduino NANO

Arduino Nano es una placa de desarrollo basado en el microcontrolador ATmega328, usada ampliamente en robótica, sistemas embebidos y proyectos electrónicos, gracias a su gran versatilidad, gracias a que es de código abierto cuenta con una gran variedad de información y soporte, en la tabla 4 se detallan sus características técnicas. (Arduino, 2019)

**Tabla 4.**

*Características Arduino NANO*

<b>Características</b>	<b>Especificaciones</b>
Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de operación	5 V
Flash Memory	32 KBytes
SRAM	2 KB
Frecuencia de Operación	16 MHz
I/O Pines Analógicos	8
EEPROM	1 KB
Voltaje de entrada	7-12 V
I/O Pines digitales	22
PWM Output	6

*Nota:* Tomado de (Arduino, 2019)

### 2.11.3. Teensy 3.2

La Teensy es un sistema de desarrollo de microcontroladores basado en USB, una de sus ventajas es su tamaño pequeño y la capacidad de realizar varios tipos de tareas, toda la programación es realizada vía puerto USB, es compatible con Software y librerías de Arduino, en la tabla 5 se detallan sus características técnicas. (PJCR Electronics Projects, 2019)

**Tabla 5.***Características Teensy 3.2*

<b>Características</b>	<b>Especificaciones</b>
Núcleo	ARM Cortex M4
Frecuencia de Operación	72 MHz
Flash Memory	256 KBytes
Ram	64KBytes
I/O Pines Digitales	34
PWM Outputs	12
Input Pines Analógicos	21
Output Pin Analógico	1
Alimentación	3.3 V
	3.4

*Nota:* Tomado de (PJCR Electronics Projects, 2019)

#### **2.11.4. Celda de Carga**

La celda de carga es un transductor de fuerza los cuales se utilizan para realizar mediciones estáticas o dinámicas de fuerzas, la fuerza puede ser medida de manera directa colocando el dispositivo en la línea de acción de la fuerza, o de manera indirecta colocando el dispositivo en uno de los soportes medir su deformación y de esta manera deducir el valor de la fuerza. (Castillo, 2018)

Se puede usar la celda de carga tanto para mediciones de fuerza estáticas o dinámicas, el proceso de salida en este tipo de transductor se realiza cuando el material elástico con alta resistencia a la tracción es deformado, cuando esto sucede se genera electricidad que al ser medida se determina cuál fue la fuerza aplicada. (Forero et al., 2018)

Las celdas de carga se construyen en diferentes configuraciones geométricas y cada una se ajusta mejor a cierto tipo de aplicaciones. (Castillo, 2018)

#### **2.11.5. Sistemas Fuerza elástica**

Para la construcción de este sistema se emplea un sensor de campo magnético que trabaja bajo el efecto Hall, el sensor de campo magnético este sensor nos permite detectar factores como posición, distancia, una vez conocida la distancia se puede deducir el valor de la fuerza aplicada, existen dos tipos de sensores analógicos y digitales. Los sensores analógicos generan una salida proporcional a la intensidad del campo que captan, los sensores digitales entregan un valor de tensión ante la existencia o no existencia de un campo. (Fausto et al., 2019)

Cuando se conoce la distancia que en este caso será la deformación de un resorte se puede deducir la fuerza aplicada con la que se ejecutó el movimiento a través de (2) (Candelas et al., 2017)

$$F_e = k * x \quad (2)$$

Donde:

$F_e$ : Fuerza elástica

$k$ : Constante elástica del resorte.

$x$ : Variación de longitud que experimenta el muelle ta el muelle.

#### **2.11.6. Acelerómetro**

Los acelerómetros son dispositivos que detectan las fuerzas de aceleración sean estas estáticas o dinámicas, fuerzas estáticas pueden ser la gravedad, fuerzas dinámicas pueden ser vibraciones o movimiento, este transductor es una unidad de medición inercial que puede medir fuerzas de aceleración en tres ejes. (De Moraes et al., 2021)

Hay varias clases de transductores tabla 6, que utilizan distintos tipos de tecnologías de medición (piezo resistivo, piezo eléctrico, láser, térmico) y a pesar de que todos tienen la misma finalidad, varían en el tipo de aplicaciones para las que son usadas. (De Moraes et al., 2021)

**Tabla 6.**

*Tipos de acelerómetros*

<b>Tipos de acelerómetros</b>	<b>Funcionamiento</b>
Acelerómetro Mecánico	Emplean una masa y un resorte elástico, los cambios se miden en galgas extensiométricas
Acelerómetro Piezoeléctrico	Usan un cristal piezo eléctrico que cambia su corriente ante una fuerza
Acelerómetro Piezorresistivo	Usa un sustrato ante el cambio de una fuerza cambia la resistencia
Acelerómetro Capacitivo	Modifican la posición relativa de las placas, el movimiento paralelo de las placas del condensador cambia su capacidad
Acelerómetros Térmicos	Se trata de un nuevo acelerómetro basado en la convección termal

*Nota:* Tomado de (De Moraes et al., 2021)

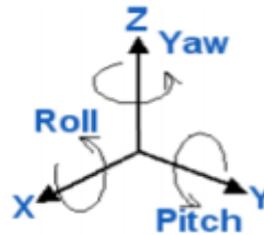
### **2.11.7. Giroscopio**

El giroscopio es un elemento el cual mide el movimiento rotacional de un objeto, los giroscopios actuales son sensores pequeños que miden la velocidad angular, la velocidad angular es la velocidad de rotación alrededor de un eje, esta velocidad se puede medir en (Rps revoluciones por segundo) o (°/s grados por segundo).

Los giroscopios actuales basan su funcionamiento en el efecto Coriolis que consiste en una aceleración perpendicular al eje de rotación del sistema, los giroscopios actuales miden las velocidades angulares (Pitch, roll, Yaw) en la figura 9 se muestran los ángulos. (Andrade, 2018)

**Figura 9.**

*Angulos del medición*



*Nota:* Tomado de (Andrade, 2018)

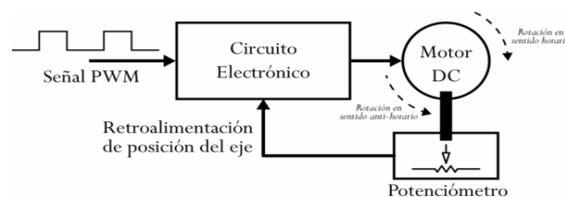
### 2.11.8. Potenciómetro

Un potenciómetro es un elemento que restringe el paso de corriente eléctrica lo que provoca una caída de tensión, esto se consigue al variar el valor de la resistencia variable que tiene en el interior, el potenciómetro conectado al eje central nos permite saber el ángulo del eje central en todo momento.

El potenciómetro forma un divisor de voltaje con el eje central del motor, el voltaje en la salida del divisor varía en función de la posición del eje, en la figura 10 se muestra el diagrama de bloque del servomotor. (Maldonado & Garrido, 2017)

**Figura 10.**

*Diagrama de control del servomotor*



*Nota:* Tomado de (Maldonado & Garrido, 2017)

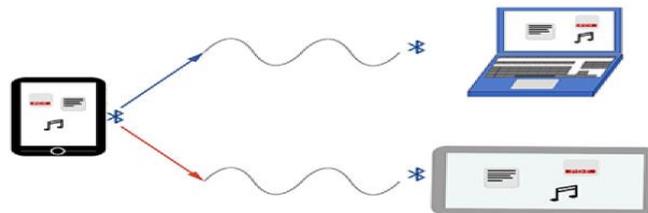
### 2.11.9. Módulo Bluetooth

La comunicación bluetooth es una tecnología de comunicación vía inalámbrica de corto alcance (rango de 10 metros) permitiendo la comunicación entre dispositivos digitales, el uso de tecnología bluetooth es un estándar internacional y utiliza una frecuencia de 2.4GHz en la banda industrial ISM (Industrial, scientific and medical). (Vásconez, 2019)

La comunicación se establece conectando dos dispositivos o a veces simultáneamente conectando múltiples dispositivos a un dispositivo, se configura para trabajar como maestro esclavo, en el modo maestro puede establecer conexión con otros dispositivos, en el modo esclavo permanece escuchando peticiones de conexión, en la figura 11 se muestra la conexión bluetooth. (Cordova, 2018)

**Figura 11.**

#### **Modulo bluetooth**



*Nota:* Tomado de (Vásconez, 2019)

### 2.11.10. Módulo Wifi

Los módulos utilizan tecnología de comunicación inalámbrica Wifi el cual trabaja en el estándar IEEE 802.11, actualmente es una de las tecnologías de comunicación inalámbricas con mayor uso. El wifi transmite información por el aire utilizando ondas de radio, sus frecuencias de comunicación varían dependiendo el estándar que se esté utilizando, en la tabla 7 se enlistan los conceptos de las principales revisiones de los estándares. (Loza, 2017)

**Tabla 7.***Estándares WIFI*

<b>Estándar</b>	<b>Concepto</b>
802.11	Estándar WLAN original Soporta de 1 a 2 Mbps
802.11a	Estándar WLAN de altas velocidades. Soporta hasta 54Mbps
802.11f	Es una recomendación de puntos de acceso que permite que los productos sean más compatibles
802.11g	Este utiliza la banda de 2,4 Ghz, soporta 54 Mbps
802.11i	Está orientado a mejorar la vulnerabilidad en la seguridad para protocolos de autenticación y de codificación

*Nota:* Tomado de (Loza, 2017)

La comunicación es muy parecida a una comunicación de radio bidireccional, el adaptador Wireless del ordenador o del dispositivo convierte la información en ondas de radio que luego los transmite por una antena hasta un enrutador wifi que recibe la señal y luego la decodifica el mismo proceso se da en el sentido inverso, en la figura 12 se muestra un diagrama de la comunicación wifi. (Auquilla, 2019)

**Figura 12.***Módulo Wifi*

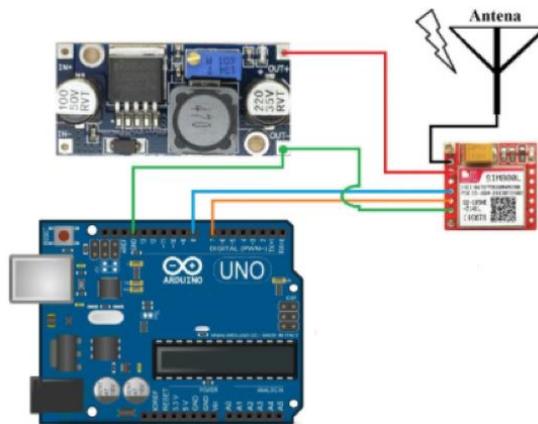
*Nota:* Tomado de (Auquilla, 2019)

### 2.11.11. Módulo GSM

El sistema GSM de la figura 13, es un sistema de segunda generación corresponde al Sistema Global de Comunicaciones móviles el cual es un estándar de comunicaciones con un gran éxito alcanzado a nivel mundial, es un estándar que ganó popularidad a principios de siglo con la aparición de nuevos servicios como lo era los mensajes cortos SMS, las comunicaciones con el estándar GSM se definieron en un rango de 900 y 1800 Mhz (Moya, 2013)

**Figura 13.**

*Módulo GSM*



*Nota:* Tomado de (Moya, 2013)

## 2.12. Software

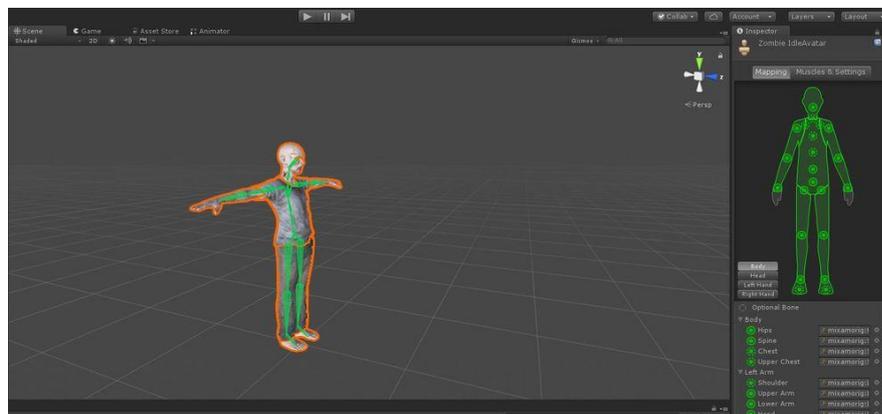
### 2.12.1. Unity

Los sistemas de realidad virtual son una herramienta poderosa para la investigación del comportamiento humano, permitiendo crear escenas tridimensionales que permiten interactuar con el entorno permitiendo entender de mejor manera el comportamiento y probar hipótesis que anteriormente eran imposibles de verificar si un entorno real. Unity, figura 14, es un motor de juegos multiplataforma para la creación de contenido 3D, mediante una interfaz intuitiva con varios niveles de acceso para desarrolladores. Una de las grandes ventajas es las

plantillas o programas de otros desarrolladores que permite utilizar programas pre diseñados de forma rápida e intuitiva que permiten una experiencia inmersiva, gracias a la arquitectura y facilidad de reutilizar archivos se puede crear software 3D mucho más rápido que en otros programas tradicionales, además de permitir la implementación de sistemas de realidad virtual, gracias a esto varias empresas están desarrollando compatibilidad de sus equipos o sistemas con Unity. (Brookes et al., 2020)

**Figura 14.**

*Entorno de UNITY*



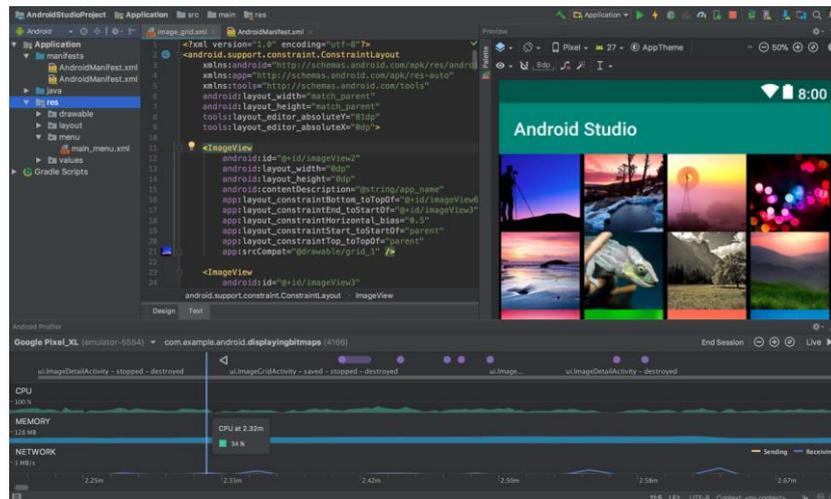
*Nota:* Tomado de (Unity, 2018)

### **2.12.2. Android Studio**

Android Studio, figura 15, permite el desarrollo de aplicaciones móviles mediante un conjunto de herramientas integradas en un entorno de desarrollo integrado (IDE), está basado en el software IntelliJ, Android Studio también conocido como Eclipse permite emular las utilidades de la aplicación mediante su emulador Genymotion, un emulador rápido que permite visualizar el funcionamiento de la App como si se tratara de un dispositivo real. (Packt Publishing Ltd., 2017)

Figura 15.

Entorno de Programación



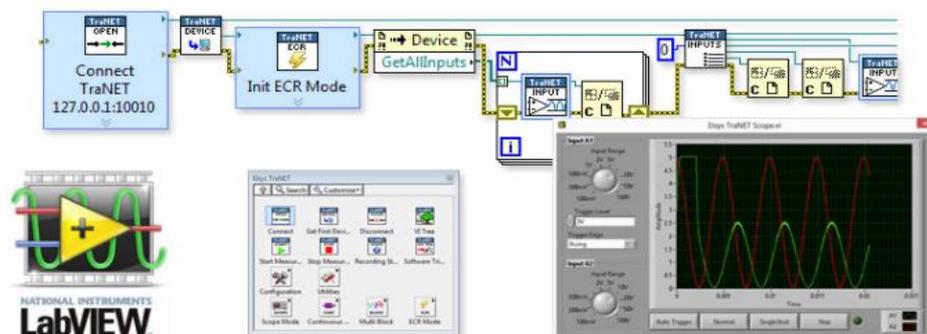
Nota: Tomado de (Developers, 2021)

### 2.12.3. LabVIEW

LabVIEW, figura 16, es una herramienta potente para el desarrollo de aplicaciones de software mediante un entorno de programación gráfico, es un laboratorio virtual con un área de trabajo para ingeniería desarrollado por National Instruments, ideal para pruebas, mediciones, automatización mediante instrumentos de control, permitiendo la adquisición de datos y análisis de la aplicación según se requiera. (Bitter et al., 2017)

Figura 16.

LabVIEW



Nota: Tomado de (Elsys, 2021)

## CAPÍTULO III

### 3. Diseño del prototipo de órtesis mecatrónica

Para el diseño se usa la metodología de diseño concurrente, con lo cual se necesita saber las necesidades de los usuarios y de los terapeutas, una vez conocidas las necesidades de ambas partes se presentan alternativas de solución para sistemas mecánicos, electrónicos, software, etc, se evalúa cada alternativa para seleccionar los elementos a utilizar, y después corregir y de ser necesario mejorar. (Barba, 2000)

Para el siguiente capítulo se muestra el proceso utilizado para seleccionar las partes del prototipo de órtesis. Inicialmente se selecciona el componente encargado de generar la fuerza motriz para el movimiento de los elementos de la órtesis, este es el motor, posterior a ello es necesario determinar la tarjeta controladora como el componente central que manipulan los elementos electrónicos. Además, se seleccionará el sensor o sistema de medición para las variables propuestas en el tema del presente documento. Los componentes mecánicos de generación y transmisión del movimiento se determinaron a partir de la evaluación de la data adquirida en el proceso de investigación, corroborada por un software de análisis CAE y renderizada para tener una perspectiva más amplia en la aplicación ergonómica hacia el usuario.

#### 3.1. Descripción de necesidades

Conocer las necesidades de los usuarios permite diseñar un producto que pueda satisfacer los requerimientos de los usuarios, por esto con la ayuda de especialistas en rehabilitación se logró buscar y organizar los conceptos más importantes que permitan la generación del producto que mejor Solucione el problema, en la tabla 8 se detallan las necesidades de los usuarios.

**Tabla 8***Necesidades de los Usuarios*

Concepto	Necesidad
Manufactura	Diseño ergonómico; Sistema Compacto; Ligero
Función	Inalámbrico; Fácil operación; Interfaz Intuitiva; Base de datos; Intercambiable;
Control	Modo evaluación; Modo asistencia
Costo	Bajo costo

*Nota: Tomado de Autores*

### 3.2. Arquitectura del diseño

En la arquitectura del diseño encontramos los elementos y sus correlaciones que conforman el prototipo, en la figura 17 se muestran dichos elementos.

**Figura 17.***Módulos del prototipo*

Cuando se conocen todos los procesos que intervienen se puede generar una arquitectura modular, separando en módulos que abordan las diferentes funciones del prototipo, en la tabla # 10 se muestran los diferentes módulos y sus funciones.

### 3.3. Selección de alternativas de diseño

Para seleccionar la alternativa de diseño adecuada se utiliza el método de criterios ponderados para obtener una comparación cuantitativa y que de esta manera satisfacer las funciones de los módulos. (Barba, 2000)

### 3.4. Módulos del Prototipo

El prototipo contiene los módulos de la tabla 9.

**Tabla 9**

*Módulos del Prototipo de órtesis*

<b>M</b>	<b>Nombre</b>	<b>Función</b>
S1	Módulo de Alimentación	Suministrar Energía
S2	Módulo de Actuador Mecánico	Transmite movimiento
S3	Módulo de Control Electrónico	Control Procesos
S4	Módulo de Comunicación para envío de datos	Enviar y recibir información
S5	Módulo de Software	Interfaz para visualización de datos
S6	Módulo Mecánico	Contener componentes
S7	Módulo de Unidad de medición	Sensar parámetros

*Nota:* Tomado de Autores

#### 3.4.1. Módulo Mecánico

En este módulo se trata de la parte física de la construcción del prototipo de órtesis que cumpla con las necesidades antes mencionadas, se debe tomar en cuenta las técnicas de manufactura, materiales de construcción y que cumplan el funcionamiento requerido.

### 3.4.1.1. Técnicas de manufactura para soportes.

Las técnicas de manufactura mencionadas a continuación son las que se consideran como alternativas de solución para los soportes del prototipo de órtesis.

- Corte chorro de agua
- Corte laser
- Corte Plasma

Selección de la técnica de manufactura

Los criterios de ponderación para escoger la técnica de manufactura adecuada se detallan en tabla 10

**Tabla 10**

*Criterios de Ponderación módulo mecánico soportes*

<b>Criterio</b>	<b>Calidad</b>	<b>Accesibilidad</b>	<b>Dificultad</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Calidad	-	1	1	3	0.5
Accesibilidad	0	-	0.5	1.5	0.25
Dificultad	0	0.5	-	1.5	0.25
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

- Solución A: Corte de chorro de agua
- Solución B: Corte laser
- Solución C: Corte plasma

En la Tabla 11 se realiza la ponderación del criterio de calidad, para evaluar las alternativas de solución a las técnicas de manufactura.

**Tabla 11.***Ponderación criterio de calidad.*

<b>Calidad</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota: Tomado de Autores*

En la Tabla 12 se realiza la ponderación del criterio de accesibilidad, para evaluar las alternativas de solución a las técnicas de manufactura.

**Tabla 12.***Ponderación Criterio de Accesibilidad módulo mecánico*

<b>Accesibilidad</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	0	1	0.168
Solución B	1	-	0.5	2.5	0.416
Solución C	1	0.5	-	2.5	0.416
Suma				6	1

*Nota: Tomado de Autores*

En la Tabla 13 se realiza la ponderación del criterio de dificultad, para evaluar las alternativas de solución a las técnicas de manufactura.

**Tabla 13***Ponderación Criterio de Dificultad módulo mecánico*

<b>Dificultad</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	0	1	0.167
Solución B	1	-	1	3	0.5

<b>Dificultad</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución C	1	0	-	2	0.333
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

La alternativa que obtuvo mayor ponderación es el corte láser y se muestra en la Tabla 14. Esta técnica de manufactura tiene una calidad muy alta y una gran precisión, además de ser sumamente accesible.

**Tabla 14**

*Ponderación Total Módulo mecánico*

	<b>Calidad</b>	<b>Accesibilidad</b>	<b>Dificultad</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Prioridad</b>
Solución A	0.166	0.04	0.04	0.246	3
Solución B	0.25	0.104	0.125	0.479	1
Solución C	0.08	0.104	0.08	0.264	2

*Nota:* Tomado de Autores

### 3.4.1.2. Técnicas de manufactura elementos móviles.

Las técnicas de manufactura mencionadas a continuación son las que se consideran como alternativas de solución para los elementos móviles de la órtesis.

- Mecanizado CNC
- Impresión 3D
- Moldeo por inyección de plástico

Selección de la técnica de manufactura

Los criterios de ponderación para escoger la técnica de manufactura adecuada se detallan en tabla 15

**Tabla 15***Criterios de Ponderación módulo mecánico elementos móviles*

<b>Criterio</b>	<b>Precio</b>	<b>Flexible</b>	<b>Accesibilidad</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Precio	-	0	0.5	1.5	0.25
Flexible	1	-	0.5	2.5	0.417
Accesibilidad	0.5	0.5	-	2	0.333
Suma				6	1

*Nota: Tomado de Autores*

- Solución A: Mecanizado CNC
- Solución B: Impresión 3D
- Solución C: Moldeo por inyección por plástico

En la Tabla 16 se realiza la ponderación del criterio de calidad, para evaluar las alternativas de solución a las técnicas de manufactura.

**Tabla 16***Criterio de calidad módulo mecánico elementos móviles*

<b>Precio</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota: Tomado de Autores*

En la Tabla 17 se realiza la ponderación del criterio de accesibilidad, para evaluar las alternativas de solución a las técnicas de manufactura.

**Tabla 17**

*Criterio de Flexibilidad módulo mecánico elementos móviles*

<b>Flexible</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

En la Tabla 18 se realiza la ponderación del criterio de dificultad, para evaluar las alternativas de solución a las técnicas de manufactura.

**Tabla 18**

*Criterio de accesibilidad módulo mecánico elementos móviles*

<b>Accesibilidad</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

La alternativa que obtuvo mayor ponderación es la impresión 3D se muestra en la Tabla 19. Esta técnica de manufactura utiliza una tecnología que permite una manufactura sencilla, permite la prueba y corrección de errores, además de contar con una gran disposición de ofertas en el mercado para su manufactura, la innovación que ha tenido últimamente hace su tecnología muy utilizada por creadores.

**Tabla 19**

*Ponderación total módulo mecánico elementos móviles*

	<b>Precio</b>	<b>Flexible</b>	<b>Accesibilidad</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Prioridad</b>
Solución A	0.08	0.138	0.01	0.228	2
Solución B	0.125	0.208	0.166	0.499	1
Solución C	0.04	0.06	0.05	0.15	3

*Nota:* Tomado de Autores

Para la impresión 3D se usó el material PLA o ácido poli láctico, el cual es un material de impresión 3D, derivado de materias primas renovables, es un material que es muy fácil de usar, es un material muy resistente y flexible, en la tabla 20 se muestran las propiedades mecánicas del PLA. (Raj et al., 2018)

**Tabla 20**

*Características Técnicas PLA*

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Densidad	(1210-1250) $kg/m^3$
Módulo de Young	(3.45- 3.83) $Gpa$
Límite Elástico	(48-60) $Mpa$
Resistencia a tracción	(48-60) $Mpa$
Resistencia a compresión	(48-60) $Mpa$
Elongación	(5-7) %
Temperatura de fusión	(160-177) $^{\circ}C$
Temperatura máxima de servicio	(70-80) $^{\circ}C$
Calor específico	( $1.18 \times 10^3 - 1.21 \times 10^3$ ) $J/kg * ^{\circ}C$

*Nota:* Tomado de Autores

### **3.4.2. Módulo de alimentación**

El módulo de alimentación es el encargado de administrar la energía para el funcionamiento del prototipo de órtesis, para que todos los módulos funcionen correctamente. Debido a que una de las necesidades es que el prototipo sea inalámbrico, la alternativa que se escogió fue la de baterías recargables.

#### **3.4.2.1. Baterías.**

Las baterías son sistemas de celdas electroquímicas capaces de convertir energía química en energía eléctrica, cuando el proceso es invertible las celdas reciben el nombre de batería recargable. (Nacif, 2018)

Actualmente una de las baterías más utilizadas son las de Litio (LiPo Litio y polímero), la ventaja que presentan este tipo de baterías es que con la configuración correcta son capaces de proporcionar corrientes superiores a 1A con un bajo peso y tamaño reducido. Algunas de sus características se listan a continuación (Nacif, 2018)

- Poseen una vida útil de 2 a 3 años
- Se puede encontrar baterías de diversas formas y tamaños
- Posee una eficiencia superior a otras tecnologías
- Tiene un voltaje de celda de 3.7V

### **3.4.3. Módulo actuador mecánico**

Este módulo consiste en los elementos encargados de generar el movimiento mecánico en el prototipo de órtesis, existen diversos tipos de actuadores (neumáticos, hidráulicos, eléctricos) en este proyecto se requiere de una alta precisión al momento de realizar los movimientos, a continuación, se detallan las alternativas de solución para este módulo.

### 3.4.3.1. Elementos actuadores.

Los elementos actuadores mencionados a continuación son las que se consideran como alternativas de solución para el prototipo de órtesis.

- Motor a pasos
- Servomotor
- Actuador neumático lineal

#### Selección de actuadores

En la tabla 21 se muestran los criterios para la selección del actuador que mejor satisfaga las necesidades.

**Tabla 21**

*Criterios Ponderación elementos actuadores*

<b>Criterio</b>	<b>Torque</b>	<b>Costo</b>	<b>Control</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Torque	-	0.5	1	2.5	0.416
Costo	0.5	-	1	2.5	0.416
Control	0	0	-	1	0.168
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

- Solución A: Motor a pasos
- Solución B: Servomotor
- Solución C: Actuador neumático lineal

En la Tabla 22 se realiza la ponderación del criterio de torque, para evaluar las alternativas de solución para el actuador.

**Tabla 22***Criterio Torque para la selección de actuadores*

<b>Torque</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
			Suma	6	1

*Nota: Tomado de Autores*

En la Tabla 23 se realiza la ponderación del criterio de costo, para evaluar las alternativas de solución para el actuador.

**Tabla 23***Criterio de costo para la selección de elementos actuadores*

<b>Costo</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	0.5	2.5	0.416
Solución B	0	-	0	1	0.168
Solución C	0.5	1	-	2.5	0.416
			Suma	6	1

*Nota: Tomado de Autores*

En la Tabla 24 se realiza la ponderación del criterio de dificultad, para evaluar las alternativas de solución a las técnicas de manufactura.

**Tabla 24***Criterio de control para la selección de elementos actuadores*

<b>Control</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	0.5	1.5	0.25
Solución B	1	-	1	3	0.5

Control	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma + 1$	Ponderación
Solución C	0.5	0	-	1.5	0.25
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

La alternativa del servomotor fue la que obtuvo mayor ponderación después de analizarla con respecto al resto de alternativas, el tipo de motores me permiten un control más preciso del movimiento y una retroalimentación, además de poseer un torque lo suficientemente fuerte para la aplicación. En la tabla 25 se muestra la sumatoria total.

**Tabla 25**

*Ponderación total para la selección de elementos actuadores*

	Torque	Costo	Control	$\Sigma$	Prioridad
Solución A	0.138	0.173	0.042	0.353	2
Solución B	0.208	0.069	0.084	0.361	1
Solución C	0.06	0.173	0.042	0.275	3

*Nota:* Tomado de Autores

Un servomotor es un tipo de motor DC que tiene un sistema de retroalimentación la cual le permite saber en todo momento la posición del eje del motor y corrija dicha posición en caso de no ser la posición deseada, otra importante característica es que es capaz de mantener un torque constante.

#### **3.4.4. Módulo Control Electrónico**

En este módulo consiste en la tarjeta controladora, la tarjeta controladora tiene como función recolectar y enviar datos, recolecta datos para el posterior análisis, y envía datos para controlar el movimiento de los actuadores, para la selección hay que tener en cuenta

### 3.4.4.1. Elementos para el control electrónico.

Los elementos considerados para el control electrónico se mencionan a continuación como alternativas de solución para el prototipo de órtesis.

- STM32F103C
- Teensy 3.2
- Arduino Nano

Selección de elementos de control electrónico

En la tabla 26 se muestran los criterios para la selección de los elementos de control electrónico que mejor satisfagan las necesidades.

**Tabla 26**

*Criterios selección elementos de control electrónico*

<b>Criterio</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Memoria</b>	<b>Costo</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Frecuencia	-	1	1	3	0.5
Memoria	0	-	1	2	0.333
Costo	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

- Solución A: STM32F103C
- Solución B: Teensy 3.2
- Solución C: Arduino NANO

En la Tabla 27 se realiza la ponderación del criterio de frecuencia, para evaluar las alternativas de solución para los elementos de control electrónico.

**Tabla 27**

*Criterio de Frecuencia para la selección elementos de control electrónico*

<b>Frecuencia</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

En la Tabla 28 se realiza la ponderación del criterio de memoria, para evaluar las alternativas de solución para los elementos de control electrónico.

**Tabla 28**

*Criterio de memoria para la selección elementos de control electrónico*

<b>Memoria</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

En la Tabla 29 se realiza la ponderación del criterio de costo, para evaluar las alternativas de solución para los elementos de control electrónico.

**Tabla 29**

*Criterio de costo para la selección elementos de control electrónico*

<b>Costo</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	0	2	0.333
Solución B	0	-	0	1	0.167

<b>Costo</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución C	1	1	-	3	0.5
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

La tarjeta Teensy 3,2 fue la alternativa que obtuvo un mayor peso al momento de evaluar con respecto a los criterios establecidos, esta tarjeta a pesar de tener un costo un poco más elevado que las otras opciones, brinda mejores características técnicas que son necesarias para la construcción del prototipo de ortesis

En la tabla 30 se muestra la sumatoria total de las alternativas de solución.

**Tabla 30**

*Ponderación total para la selección de elementos de control electrónico*

	<b>Frecuencia</b>	<b>Memoria</b>	<b>Costo</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Prioridad</b>
Solución A	0.166	0.11	0.055	0.331	2
Solución B	0.25	0.166	0.027	0.443	1
Solución C	0.083	0.083	0.083	0.249	3

*Nota:* Tomado de Autores

El Teensy es un sistema de desarrollo de microcontroladores basado en USB, en un espacio muy reducido, capaz de realizar muchos tipos de proyectos. Toda la programación se realiza a través del puerto USB, en la figura # 20se muestra la tarjeta controladora. (PJRC, 2019)

Sus características principales:

- Compatible con las librerías y el software de Arduino
- Dimensiones pequeñas, perfecto para usar en proyectos
- Trabaja con Mac OS, Linux y Windows
- Herramientas gratuitas de desarrollo de software

### 3.4.5. Módulo Comunicación para envío de datos

En este módulo consiste en dispositivos que realizan la comunicación, los elementos de comunicación tienen como trabajo establecer y mantener la comunicación entre la aplicación y el prototipo de ortesis, para asegurar su correcto funcionamiento.

#### 3.4.5.1. Elementos para Comunicación.

Los elementos considerados para la comunicación se mencionan a continuación como alternativas de solución para el prototipo de órtesis.

- Módulo Bluetooth
- Módulo WIFI
- Módulo GSM

#### 3.4.5.2. Selección de elementos de comunicación.

En la tabla 31 se muestran los criterios para la selección de los elementos de comunicación que mejor satisfagan las necesidades.

**Tabla 31**

*Criterios de selección elementos de comunicación*

<b>Criterio</b>	<b>Uso</b>	<b>Alcance</b>	<b>Costo</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Uso	-	1	1	3	0.5
Alcance	0	-	1	2	0.333
Costo	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

- Solución A: Módulo bluetooth
- Solución B: Módulo Wifi
- Solución C: Módulo Gsm

En la Tabla 32 se realiza la ponderación del criterio de uso, para evaluar las alternativas de solución para los elementos de comunicación.

**Tabla 32**

*Criterio de uso para la selección del componente de comunicación*

<b>Uso</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	1	3	0.5
Solución B	0	-	1	2	0.333
Solución C	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

En la Tabla 33 se realiza la ponderación del criterio de alcance, para evaluar las alternativas de solución para los elementos de comunicación.

**Tabla 33**

*Criterio de alcance para la selección del componente de comunicación*

<b>Alcance</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

En la Tabla 34 se realiza la ponderación del criterio de costo, para evaluar las alternativas de solución para los elementos de comunicación.

**Tabla 34**

*Criterio de costo para la selección del componente de comunicación*

<b>Costo</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	1	3	0.5
Solución B	0	-	0	1	0.167
Solución C	0	1	-	2	0.333
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

El módulo bluetooth fue la alternativa que obtuvo un mayor peso al momento de evaluar con respecto a los criterios establecidos, este módulo es de más fácil de usar en comparación con el resto de módulos, y para el presente proyecto se busca que el procedimiento de conexión sea sencillo y de fácil uso por parte de los terapeutas.

En la tabla 35 se muestra la sumatoria total de las alternativas de solución.

**Tabla 35**

*Ponderación total alternativas elemento de comunicación*

	<b>Uso</b>	<b>Alcance</b>	<b>Costo</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Prioridad</b>
Solución A	0.25	0.11	0.083	0.443	1
Solución B	0.166	0.166	0.027	0.359	2
Solución C	0.083	0.055	0.055	0.193	3

*Nota:* Tomado de Autores

El módulo de comunicación que se seleccionó es el módulo bluetooth HC-05, este módulo nos permite una comunicación inalámbrica, la conexión es directa al microcontrolador, los parámetros del módulo pueden ser configurados fácilmente mediante comandos simples

### 3.4.6. Módulo de Software

En este módulo se desarrolla la interfaz gráfica, para el control y procesamiento de los procesos, a través de una aplicación móvil, además se generará una base de datos con la información de los usuarios.

#### 3.4.6.1. Entornos de desarrollo.

Los entornos de desarrollo mencionados a continuación son las que se consideran como alternativas de solución para la aplicación móvil para el prototipo de órtesis.

- Unity 3D
- Labview
- Android Studio

Selección de entornos de desarrollo

En la tabla 36 se muestran los criterios para la selección del entorno que mejor satisfaga las necesidades.

**Tabla 36**

*Criterios de selección para el entorno de desarrollo*

<b>Criterio</b>	<b>Usabilidad</b>	<b>Flexibilidad</b>	<b>Capacidad de prueba</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Ponderación</b>
				<b>+ 1</b>	
Usabilidad	-	1	0.5	2.5	0.417
Flexibilidad	0	-	0.5	1.5	0.25
Capacidad de prueba	0.5	0.5	-	2	0.333
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

- Solución A: Unity 3D
- Solución B: Labview
- Solución C: Android Studio

En la Tabla 37 se realiza la ponderación del criterio de usabilidad, para evaluar las alternativas de solución para el entorno de desarrollo.

**Tabla 37**

*Criterio de usabilidad para la selección del entorno de desarrollo*

<b>Usabilidad</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	1	3	0.5
Solución B	0	-	0.5	1.5	0.25
Solución C	0	0.5	-	1.5	0.25
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

En la Tabla 38 se realiza la ponderación del criterio de flexibilidad, para evaluar las alternativas de solución para el entorno de desarrollo.

**Tabla 38**

*Criterio de flexibilidad para la selección del entorno de desarrollo*

<b>Flexibilidad</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	0.5	2.5	0.416
Solución B	0	-	0	1	0.168
Solución C	0.5	1	-	2.5	0.416
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

En la Tabla 39 se realiza la ponderación del criterio de capacidad de prueba, para evaluar las alternativas de solución para el entorno de desarrollo.

**Tabla 39**

*Criterio de capacidad de prueba para la selección del entorno de desarrollo*

<b>Capacidad de prueba</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	1	3	0.5
Solución B	0	-	0	1	0.167
Solución C	0	1	-	2	0.333
			Suma	6	1

*Nota:* Tomado de Autores

La alternativa de entorno de desarrollo que se seleccionó después de evaluar con los criterios ponderados fue el entorno de Unity 3D que es un motor de videojuegos multiplataforma, podemos trabajar en más de 25 plataformas entre ellos los más importantes MacOS, Windows y Linux

**Tabla 40**

*Ponderación total para la selección del entorno de desarrollo*

	<b>Usabilidad</b>	<b>Flexibilidad</b>	<b>Capacidad de carga</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Prioridad</b>
Solución A	0.208	0.104	0.166	0.478	1
Solución B	0.104	0.042	0.055	0.201	3
Solución C	0.104	0.104	0.110	0.318	2

*Nota:* Tomado de Autores

### **3.4.7. Módulo de Unidad de Medición**

En este módulo se realiza la selección del método de medición para la fuerza aplicada en el prototipo de órtesis, existen diferentes elementos sensores que basan su funcionamiento en diferentes principios, se requiere una medición precisa para poder asegurar el correcto funcionamiento del prototipo

### 3.4.7.1. Elementos de medición.

Los elementos de medición mencionados a continuación son las que se consideran como alternativas de solución para el prototipo de órtesis.

- Acelerómetro
- Sensor efecto Hall
- Celda de carga

#### Selección de actuadores

En la tabla 41 se muestran los criterios para la selección del sensor que mejor satisfaga las necesidades.

**Tabla 41**

*Criterios de selección para el elemento sensor*

<b>Criterio</b>	<b>Uso</b>	<b>Precisión</b>	<b>Adaptable al sistema</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Uso	-	0.5	0	1.5	0.25
Precisión	0.5	-	0	1.5	0.25
Adaptable al sistema	1	1	-	3	0.5
Suma				6	1

*Nota:* Tomado de Autores

- Solución A: Acelerómetro
- Solución B: Sensor de efecto Hall
- Solución C: Celda de carga

En la Tabla 42 se realiza la ponderación del criterio de uso, para evaluar las alternativas de solución para el sensor.

**Tabla 42***Criterio de uso para la selección del elemento sensor*

<b>Uso</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	1	2	0.333
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0	0	-	1	0.167
Suma				6	1

*Nota: Tomado de Autores*

En la Tabla 43 se realiza la ponderación del criterio de precisión, para evaluar las alternativas de solución para el sensor.

**Tabla 43***Criterio de precisión para la selección del elemento sensor*

<b>Precisión</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	1	0.5	2.5	0.416
Solución B	0	-	0	1	0.168
Solución C	0.5	1	-	2.5	0.416
Suma				6	1

*Nota: Tomado de Autores*

En la Tabla 44 se realiza la ponderación del criterio de adaptabilidad al sistema, para evaluar las alternativas de solución para la selección del sensor.

**Tabla 44***Criterio de control para la selección del elemento sensor*

<b>Control</b>	<b>Solución A</b>	<b>Solución B</b>	<b>Solución C</b>	<b><math>\Sigma + 1</math></b>	<b>Ponderación</b>
Solución A	-	0	0.5	1.5	0.25
Solución B	1	-	1	3	0.5
Solución C	0.5	0	-	1.5	0.25
Suma				6	1

*Nota: Tomado de Autores*

La alternativa del sensor de efecto hall fue la que obtuvo mayor ponderación, debido a que su construcción y su funcionamiento permiten una medición más sencilla y una mejor adaptación. En la tabla 45 se muestra la sumatoria total.

**Tabla 45**

*Ponderación total para la selección del elemento sensor*

	Torque	Costo	Control	$\Sigma$	Prioridad
Solución A	0.138	0.173	0.042	0.353	2
Solución B	0.208	0.069	0.084	0.361	1
Solución C	0.06	0.173	0.042	0.275	3

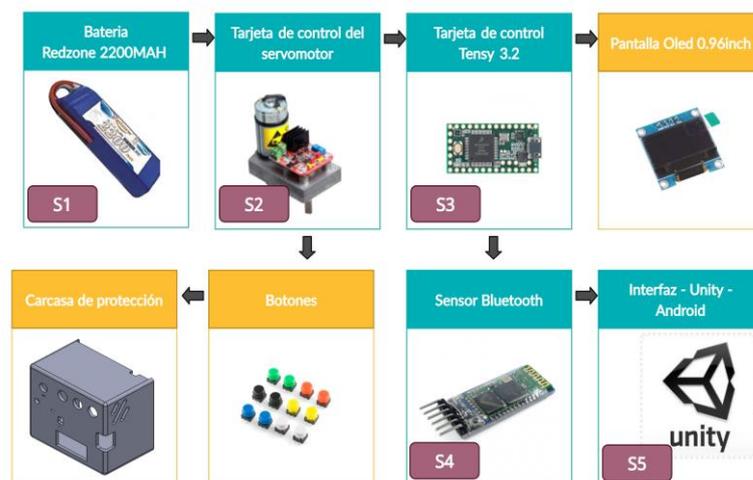
*Nota: Tomado de Autores*

### 3.4.8. Diagrama de flujo de los módulos en la parte eléctrica y de control

En la figura 18 se muestra el diagrama de los módulos que intervienen.

**Figura 18.**

*Diagrama de flujo eléctrico*



*Nota: Tomado de Autores*

### 3.4.9. Diagrama de flujo de los módulos en la mecánica y unidad de medición

En la figura 19 se muestra el diagrama de los módulos que intervienen.

Figura 19.

Diagrama de flujo mecánico



Nota: en la figura se tienen Subsistema de Control Electrónico (S3) Subsistema mecánico (S2) Unidad de medición (S6) Alimentación (S1) Sistema de Comunicación para el envío de datos (S4) Interfaz para visualización de datos (S5) [8]

### 3.5. Diseño del subsistema de alimentación

En la tabla 46 se describe el consumo eléctrico por componente; tomando como referencia estos valores se calcula el total de potencia requerida para seleccionar un tipo de batería adecuada que funcione como alimentación de todo el sistema.

**Tabla 46***Consumo eléctrico po componente*

Parte No	Nombre	Consumo [mA]
1	Servomotor ASME-02B + Placa de control	500
2	Módulo Bluetooth HC-05	30
3	Pantalla OLED 0.96in	18.18
4	Teensy 3.2	250
	Total	798.18

*Nota:* Tomado de Autores

Calculamos con (3) los amperios hora necesarios para el funcionamiento del prototipo:

$$C = x * T \quad (3)$$

Donde:

$C$ = es la capacidad (Amperios - Hora) que se suplirá

$x$  = es el número de amperios calculados

$T$ = es el tiempo que se desea esté en funcionamiento el dispositivo

El tiempo requerido de funcionamiento es de 2 horas aproximadamente, reemplazando los valores en (3)

$$C = x * T$$

$$C = 798.18[mA] * 2[h]$$

$$C = 798.18[mA] * 2[h]$$

$$C = 1596.36[mAh]$$

Generalmente, los dispositivos de almacenamiento de energía no deben descargarse por completo, considerando que el valor obtenido representa el 80% de su capacidad total se obtiene un valor de:

$$C = 1596.36[mAh]/0.8$$

$$C = 1995.45[mAh]$$

Con base en el valor de consumo obtenido se propone utilizar una batería de 2200 mAh cuyas características se detallan en la tabla 47

**Tabla 47**

*Consumo eléctrico por componenete*

Dato No	Característica	Valor
1	Tipe	500
2	Voltage	30
3	Current	18.18
4	Unity	1

*Nota:* Tomado de autores

### **3.6. Diseño y Análisis del Sistema Mecánico**

El sistema mecánico incorpora el subsistema actuador motriz y unidad de medición. Se requiere de un modelo como el simulado en el software CAD. El diseño debe responder a los cálculos y análisis mostrados en el presente ítem.

#### **3.5.1 Diseño y análisis del sistema de movimiento**

El Ecuador al ser un país con varias etnias y culturas posee variantes respecto a tamaño y peso propias de cada región, en el último estudio de medidas antropométricas realizado a indígenas, mestizos y afroecuatorianos en el 2013 se pudo establecer parámetros estándar de peso y altura promedio de los ecuatorianos (Lema & García, 2013)

*Estatura de un hombre ecuatoriano promedio: 171.08m.*

*Peso promedio de un hombre ecuatoriano: 70 kg.*

Como se puede observar en la tabla 48 se utilizó los porcentajes equivalentes del cuerpo humano en función del peso promedio según Dempster y Clauser (José Antonio & Mas, 2017)

**Tabla 48**

*Porcentajes equivalentes del cuerpo humano*

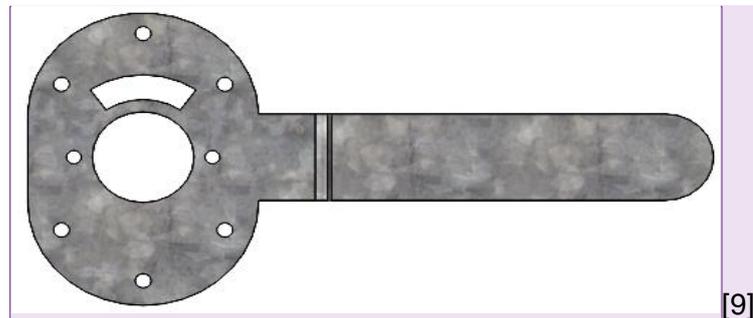
<b>SEGMENTO</b>	<b>MASA</b>	<b>CG</b>	<b>Punto proximal</b>	<b>Punto distal</b>
Cabeza y cuello	7.3%	46.40%	vertex	gonion medio
Tronco	50.7%	38.03%	huevo supraesternal	cadera media
Brazo	2.6%	51.30%	acromion	radiale
Antebrazo	1.6%	38.96%	radiale	art.muñeca
Mano	0.7%	82.00%	art.muñeca	estiloides 3ºdedo
Muslo	10.3%	37.19%	art.cadera	tibiale
Pantorrilla	4.3%	37.05%	tibiale	art.tobillo
Pie	1.5%	44.90%	talón	dedo 1º

*Nota: Tomado de (Jose Antonio & Mas, 2017)*

La solución que se propone es utilizar una dupla de eslabones tomando en cuenta la evaluación teórica de fuerzas del capítulo dos, donde se identificaron las direcciones y el plano de trabajo (grado de libertad) a considerar en el sistema de movimiento.

### **3.6.1.1. Eslabón 1 – Shin.**

El primer eslabón se muestra en la figura 20 y se denomina Shin: Será el elemento ajustado al impulsor que a su vez se encuentra sujeto al eje del motor y por lo efectúa el movimiento tomando en cuenta la acción inicial de la unidad de medición, sobre este elemento se encontrará una parte de la unidad de medición.

**Figura 20.***Eslabón Shin*

Para el diseño del primer eslabón se tomó en cuenta la longitud y fuerza que ejerce la pantorrilla y el pie sobre la estructura, según se detalla en la tabla 49

**Tabla 49***Segmento del cuerpo y su peso porcentual*

<b>SEGMENTO</b>	<b>% ESTATURA</b>
Mano	10.8%
Torax	28.8%
Brazo	18.6%
Antebrazo	14.6%
Pelvis	4.5%
Muslo	20.0%
Pantorrilla y pie	28.5%

*Nota:* Tomado de (Jose & Mas, 2017)

Para calcular la fuerza de reacción que ejerce el mecanismo por la sujeción del velcro se tomó en cuenta el peso que ejerce la pierna y el pie sobre la estructura tomando en cuenta condiciones críticas.

La longitud de la rodilla a la base del pie según la tabla 49 equivale al 28.5% del tamaño total de la longitud promedio calculado con (4)

$$Lrodilla = (0.285)Lprom \quad (4)$$

$$Lrodilla = (0.285)171.08[cm]$$

$$Lrodilla = 48.75[cm]$$

$$dr1 = 0.4875[m]$$

Así también se calculó con (5) la distancia al centro de gravedad del muslo según la tabla 49 de Dempster y Clauser de parámetros inerciales.

$$CGpantorrilla = (0.3705)Lrodilla \quad (5)$$

$$CGpantorrilla = (0.3705)48.75[cm]$$

$$Lrodilla = 18.06[cm]$$

$$dr2 = 0.1806[m]$$

Para una persona de peso promedio de 70Kg, el diseño toma en cuenta las cargas generadas por el peso de la pierna y del pie que según la tabla 49 de % de masa según las partes del cuerpo utilizando (6) se tiene:

$$Mpie = (0.015)Mpromedio total \quad (6)$$

$$Mpie = (0.015)70[Kg]$$

$$Mpie = 1.05[Kg]$$

Al tratarse de una carga puntual se evalúa el caso crítico de la órtesis con (7) en posición horizontal en la que la fuerza depende del peso que ejerce el pie.

$$W1 = Mpie * Gravedad \quad (7)$$

$$W1 = 1.05[Kg] * 9.8[m/s^2]$$

$$W1 = 10.29[N]$$

También se calculó con (8) el peso que ejerce la pantorrilla sobre la estructura según la tabla 49 de % de masa en función de los parámetros inerciales de Dempster y Clauser.

$$M_{pantorrilla} = (0.43)M_{promedio\ total} \quad (8)$$

$$M_{pantorrilla} = (0.043)70[Kg]$$

$$M_{pantorrilla} = 3.01[Kg]$$

Se calculó la fuerza de la pantorrilla con (9) sobre la estructura en un caso crítico.

$$W2 = M_{pantorrilla} * Gravedad \quad (9)$$

$$W2 = 3.01[Kg] * 9.8[m/s^2]$$

$$W2 = 29.49[N]$$

Asumiendo una longitud inicial para el soporte de la estructura del prototipo.

$$do1 = 0.113[m]$$

Se procede a graficar el análisis inicial de fuerzas según la figura 21 y la figura 22

**Figura 21.**

*DCL Shin*

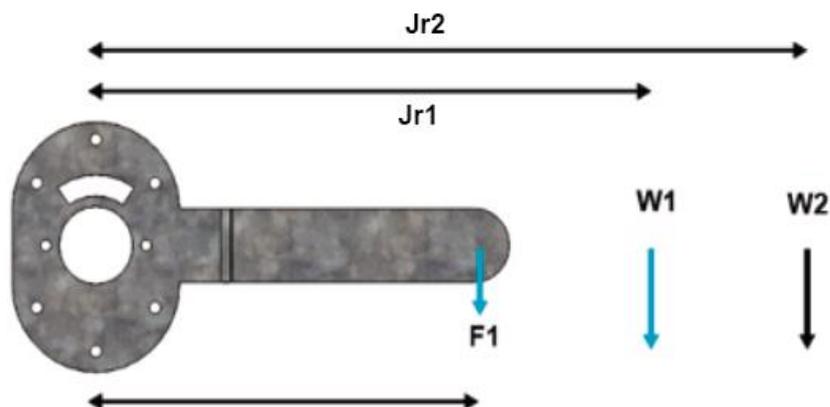
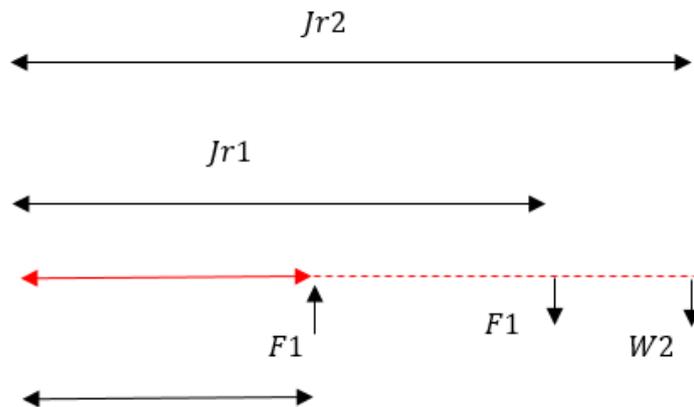


Figura 22.

DCLFuerzas Shin



Donde  $w_1$  es el peso de la pierna (no se muestra)  $w_2$  es el peso del pie;  $Jr_1$  es la distancia desde la rodilla hasta el centro de gravedad de la pierna y  $Jr_2$  es la distancia desde la rodilla hasta el centro de gravedad del pie.

Condiciones iniciales:

$$Jr_1 = 0.1806m$$

$$Jr_2 = 0.4875m$$

$$J_{01} = 0,115m$$

$$W_1 = 29.49 N$$

$$W_2 = 10.29 N$$

Se realizó el diagrama de cuerpo libre mostrado en la figura 23 de las fuerzas que intervienen en el eje "Y" así como de los momentos que interactúan en el eslabón, para el cálculo en el D.C.L. se lo toma como un solo cuerpo plano ya que al no intervenir fuerzas en el eje x los esfuerzos son casi nulos y solo se ve afectado el sistema en el eje "Y". Para el análisis de equilibrio se utiliza la fórmula (10)

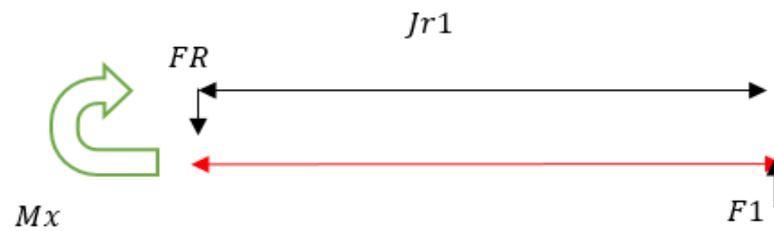
$$\sum Fy = 0 \quad (10)$$

$$F1 - W1 - W2 = 0$$

$$F1 = 39.78 \text{ N}$$

**Figura 23.**

*DCL Fuerzas*



Donde  $Mx$  es el momento generado en el eslabón y  $FR$  es la fuerza generada en el punto de la reacción. De un análisis estático de fuerzas en y del diagrama obtenemos los siguientes resultados en (10)

$$\sum Fy = 0$$

$$FR - F1 = 0$$

$$FR = F1 = 39.78 \text{ N}$$

Bajo condiciones de equilibrio la Fuerzas Resultante es 39.78N

Por otro lado, el análisis de momentos se utiliza las condiciones de equilibrio representadas en (11)

$$\sum M = 0 \quad (11)$$

$$MR - F1 * Joi = 0$$

$$MR = F1 * Joi = 39.78 \text{ N} * (0.113)$$

$$MR = 4.495 \text{ N} * m$$

Siendo así el Momento Resultante de 4.495 Nm

Por otro lado, se puede calcular la distancia de los dobleces con 12 así como de las demás cargas puntuales que se generan en el componente:

$$d_d = \text{distancia dobléz} \quad (12)$$

$$d_d = 0.01657 \text{ m}$$

$$J_{o1} = 0.113 \text{ m}$$

Nuevamente la condición de equilibrio determinada por (10)

$$\sum F_y = 0$$

$$FR - F1 = 0$$

$$FR = F1 = 39.78 \text{ N}$$

Corroborar el valor de la Fuerza resultante.

Las condiciones de equilibrio para el Momento en el eje x son las siguientes utilizando (11)

$$\sum M_x = 0$$

$$MR_x - F1 * J_j = 0$$

$$MR_x = F1 * J_j = 39.78 \text{ N} * (0.01653 \text{ m})$$

$$MR_x = 4.495 \text{ N} * \text{m}$$

En paralelo se calcula el momento, pero con referencia en el eje z

$$\sum M_z = 0$$

$$MR_z - F1 * J_{oi} = 0$$

$$MRx = F1 * Joi = 39.78 \text{ N} * (0.113 \text{ m})$$

$$MRz = 4.495 \text{ N} * \text{m}$$

Finalmente se concluye:

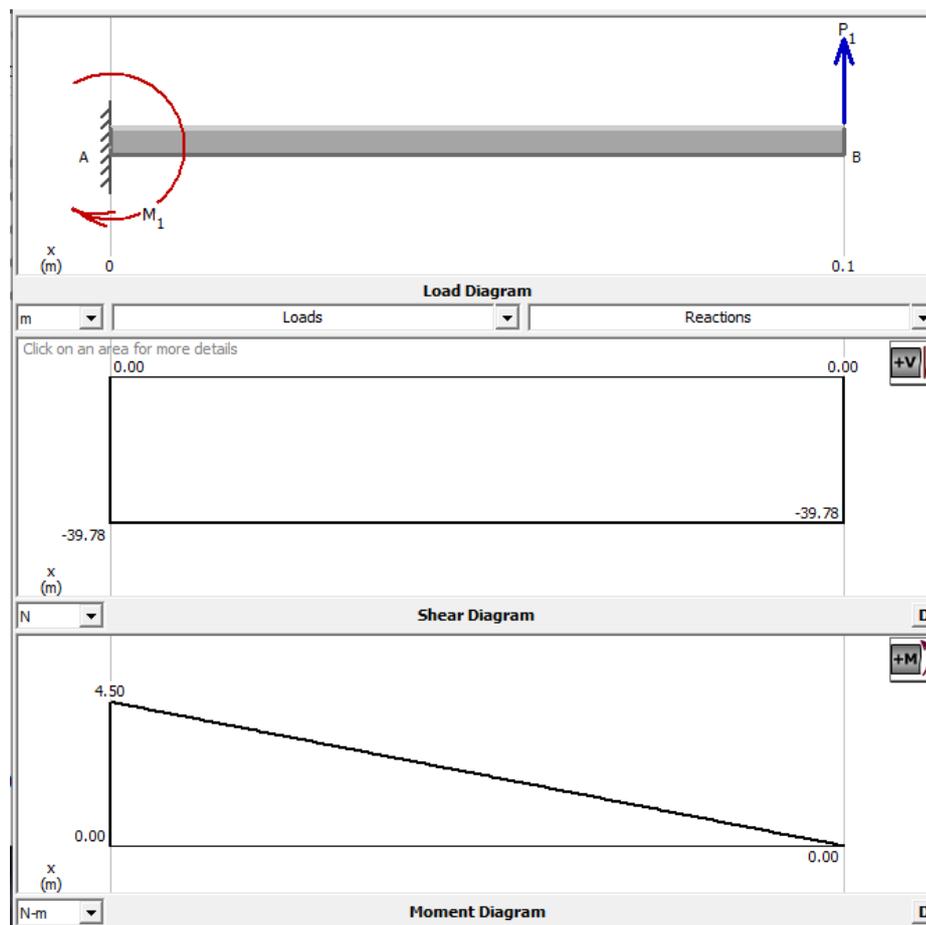
$$MRz = MRx \quad \therefore \quad MRx \approx 0$$

Con esto garantizamos que el dobléz cancela los movimientos que realiza al ejecutar una reacción en sentido contrario al topar con la otra extensión enclavada al motor. MRz es igual a MRx haciendo que los momentos se cancelen en el dobléz.

Graficamos los diagramas de esfuerzos y momentos en el diagrama de la figura 24.

**Figura 24.**

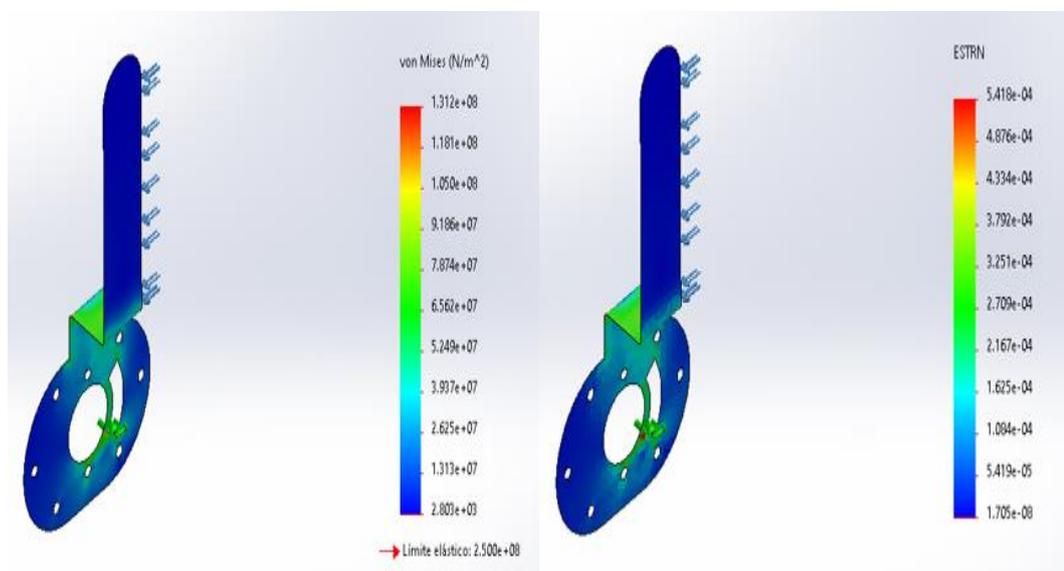
*Diagramas en Software*



En la figura 25 se puede evidencia que el diseño junto con los cálculos son los correctos puesto que la pieza no falla ante una fuerza aplicada desde su límite extremo considerando como referencia la abertura que posee para la unión con el impulso. El color azul indica que la pieza no se deforma ni sufre algún tipo de alteración estática. El análisis es estático por que se somete a un escenario donde el peso de toda la pantorrilla que concentra en su lado más débil.

**Figura 25.**

*Diagramas en Software*



### 3.6.1.2. Cálculo de pernos

*Fuerzas que interactúan (F) = 39.78N*

*Excentricidad (e) = 113mm*

*Diámetro del perno (D) = 4mm*

*Numero de pernos = 6*

*Ancho = 72 mm*

*espesor = 2mm*

*Distancia del centroide hasta el centro de cada perno = 30mm*

$$S_{y \text{ perno}} = 240 \text{ MPa}$$

$$S_{y \text{ miembro}} = 250 \text{ MPa}$$

Considerando que el aplastamiento miembro es igual al área de aplastamiento se puede trabajar con (13)

$$A_b = \# \text{pernos} * \text{espesor} * D \quad (13)$$

$$A_b = 6 * 2 \text{ mm} * 4 \text{ mm}$$

$$A_b = 48 \text{ mm}^2$$

Para el cálculo del esfuerzo se utiliza (14)

$$\sigma = \frac{FA}{A_B} \quad (14)$$

$$\sigma = \frac{150 \text{ N}}{48 \text{ mm}}$$

$$\sigma = -3.125 \text{ MPa}$$

Para el factor de seguridad se utiliza (15)

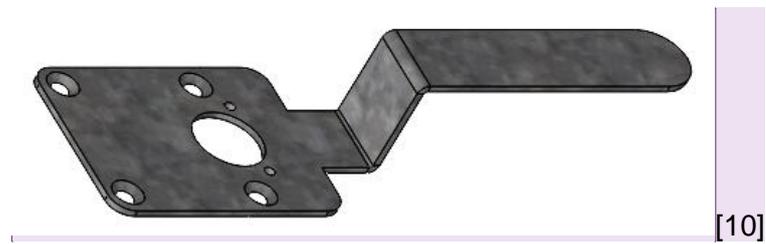
$$N = \left| \frac{S_{y \text{ miembro}}}{\sigma} \right| \quad (15)$$

$$N = \left| \frac{250 \text{ MPa}}{3.125 \text{ MPa}} \right| = 80$$

La estructura se encuentra sobredimensionada, lo cual indica que el material va a tolerar el esfuerzo que se realice hacia él.

### 3.6.1.3. Eslabón 2 – Thigh.

El segundo eslabón móvil se denominará Thigh, mostrado en figura 26, éste se encargará de ajustarse al muslo además de soportar y estabilizar el peso del motor.

**Figura 26.***Eslabón Thigh*

Condiciones Iniciales

$$masa\ del\ motor = 0.55\ Kg$$

$$Pm = Mm * g = 0.55\ Kg * 9.81\ \frac{m}{s^2}$$

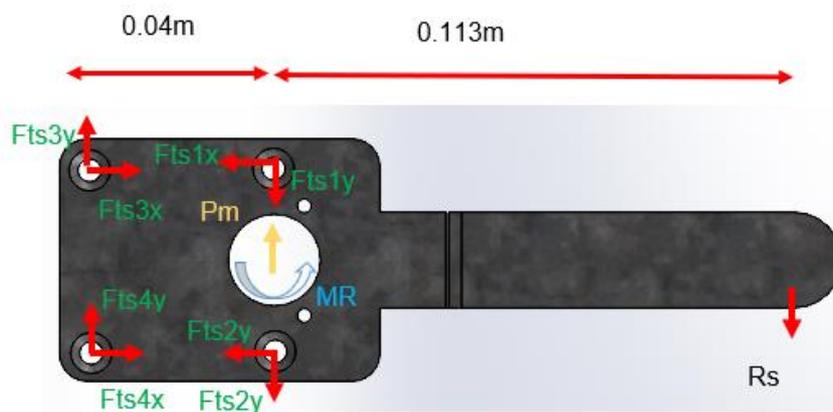
$$Pm = 5.4\ N$$

$$Mpm = 0.054\ N * m$$

$$dtsx = 0.04\ m$$

$$dtsy = 0.02\ m$$

En la figura 27 se puede apreciar el dimensionamiento de los parámetros iniciales para el cálculo.

**Figura 27.***Diagramas de cuerpo libre thigh*

Condiciones de equilibrio para el cálculo de fuerzas

$$\sum F_x = 0$$

$$-F_{ts1x} - F_{ts2x} + F_{ts3x} + F_{ts4x} = 0$$

$$\sum F_y = 0$$

$$FR - Pm + F_{ts1y} + F_{ts2y} + F_{ts3y} + F_{ts4y} = 0$$

Desarrollamos las ecuaciones reemplazando los valores que se tienen

$$F_{ts1y} + F_{ts2y} + F_{ts3y} + F_{ts4y} = -FR + Pm = -39.78 \text{ N} + 5.4 \text{ N}$$

$$F_{ts1y} + F_{ts2y} + F_{ts3y} + F_{ts4y} = -34.38 \text{ N} \quad (2)$$

Condiciones de equilibrio para la sumatoria de momentos:

$$\sum M = 0$$

$$MR + Mpm + F_{ts1} * d_{tsy} - F_{ts2} * d_{tsx} - F_{ts3x} * d_{tsy} + F_{ts4x} * d_{tsy} + F_{ts3y} * d_{tsx} + F_{ts4y} * d_{tsx} = 0 \quad (3)$$

Resultantes del momento:

$$MR = 4.55 \text{ Nm}$$

Se calcula la fuerza final con una consideración simétrica:

$$|F_{ts1x}| = |F_{ts4x}| \text{ \& } |F_{ts3y}| = |F_{ts4y}| \text{ \& } |F_{ts1x}| = |F_{ts2x}|$$

$$F_{ts1y} + F_{ts2y} + 2F_{ts3y} = -34.38 \text{ N}$$

$$2F_{ts3y} * d_{tsy} = -4.55 \text{ N} * m$$

$$2(0.04 \text{ m}) * F_{ts3y} = -4.55 \text{ N} * m$$

$$F_{ts3y} = -56.81 \text{ N}$$

$$F_{ts1y} + F_{ts2y} - 2 * 56.81N = -34.38N$$

$$F_{ts1y} + F_{ts2y} = 79.24N$$

Se evidencia que tienen la misma dirección asignada.

A continuación, se aplican las condiciones de equilibrio para el cálculo de RS

$$\sum Fy = 0$$

$$2F_{ts3y} - F_{ts1y} - F_{ts2y} - R_s + P_m = 0$$

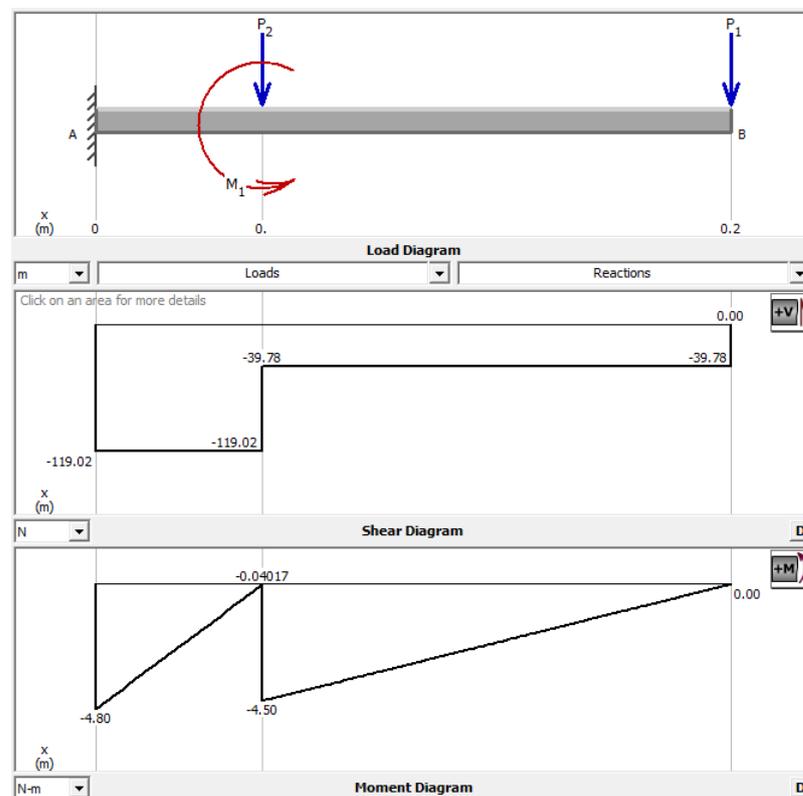
$$2(56.81N) - 79.24N + 5.4N = R_s$$

$$R_s = 39.78N$$

A continuación, se presenta el diagrama de momentos de la figura 28 que intervienen en el eslabón:

**Figura 28.**

*Diagramas de carga, corte y momento*



Finalmente, con el componente sometido a una mayor cantidad de fuerzas y momentos, se selecciona el material aplicando el Método Goodman (16) (17) con el Material ASTM A36

Condiciones iniciales:

$$S_u = 400 \text{ MPa}$$

$$S_n = 250 \text{ MPa}$$

$$C_m = 1 \quad \text{factor de motor}$$

$$C_{st} = 1 \quad \text{factor tipo de esfuerzo}$$

$$C_R = 0.9 \quad \text{factor confiabilidad}$$

$$C_s = ??$$

$$S_n' = S_n(C_m)(C_{st})(C_R)(C_s) \quad (16)$$

$$D_e = 0.808\sqrt{b_e * t} \quad (17)$$

$$D_e = 0.808\sqrt{20 \text{ mm} * 2 \text{ mm}}$$

Comparación con el valor calculado:

$$D_e = 5.11 \text{ mm} \leq 7.62$$

$$\text{por lo tanto } C_s = 1.0$$

Reemplazo en la fórmula general:

$$S_n' = 250 \text{ MPa}(1)(1)(0.9)(1)$$

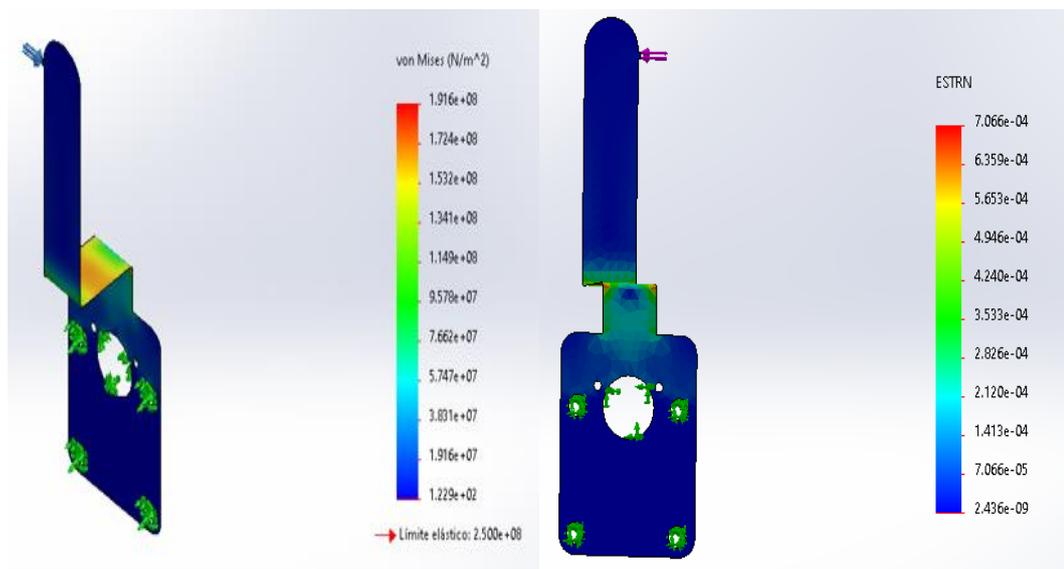
$$S_n' = 225 \text{ MPa}$$

Como  $S_n'$  es menor a  $S_n$  entonces la comparación con el material esta correcta y se procede a selección el Acero A36 como el material para la fabricación de piezas.

El análisis estructural de la figura 29 asegura que el diseño no va a fallar debido a la carga que genera el muslo contra la pieza. La pieza se encuentra con valores altos de deformación en la zona doblada, sin embargo, este apoyo también se encuentra empotrado con la pierna lo cual permite que la cedencia del material se vea disminuida en gran manera.

**Figura 29.**

*Análisis software CAD*



#### 3.6.1.4. Partes de la Unidad de medición.

Debido a que no se consideró un segundo grado de libertad que actuaría sobre otro plano en el diseño, no es necesario realizar el análisis en los elementos auxiliares, por tal motivo se considera un material fácil de fabricar como el Filamento de PLA, los componentes son: Carrier, Basculantes, Impulsor, Cover de la unidad de medición. Se procede a describir los elementos de la unidad de medición y la lógica de funcionamiento:

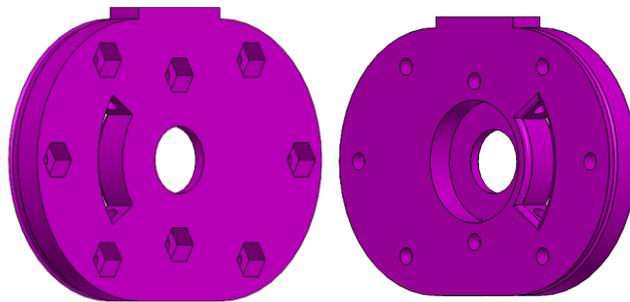
##### 3.6.1.4.1. Carrier.

El Carrier de la figura 30 tiene dos funciones principales:

- Servir como extensión entre el eslabón uno y dos, esto debido a que se debe tener una distancia entre ambos componentes para agregar otro tipo de materiales en el proceso.
- Servir como portador de los sensores Hall cuya detección del campo magnético será activada por los imanes de neodimio, genera un juego forzado para el impulsor.

**Figura 30.**

*CAD Carrier*

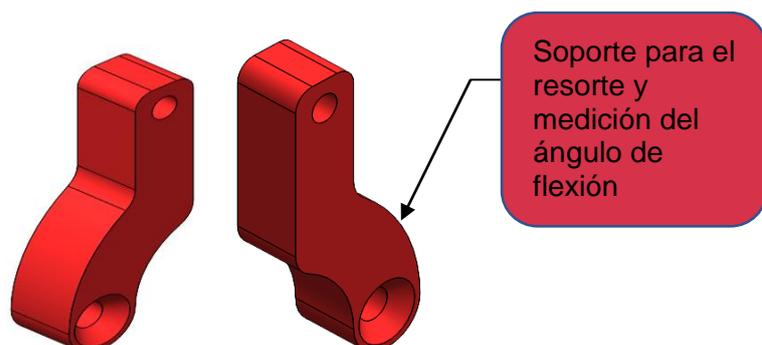


#### **3.6.1.4.2. Basculantes.**

Los basculantes de la figura 31 tienen la función de servir como soportes del resorte que se utiliza para la medición del ángulo que realiza la rodilla, en este proceso uno de los basculantes se queda retenido por una prolongación del impulsor mientras el otro se sigue estirando con el resorte hasta una posición donde el paciente tolere la flexión. Los basculantes están acoplados en el eslabón móvil.

**Figura 31.**

*CAD Basculantes*

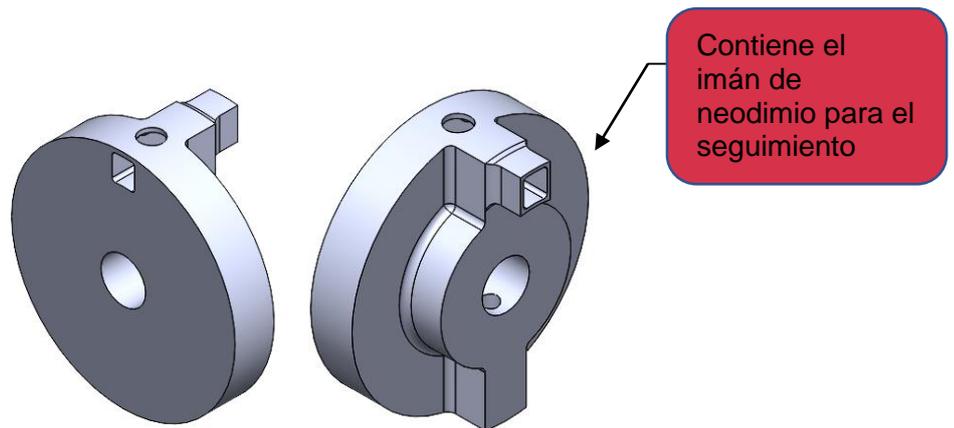


### 3.6.1.4.3. Impulsor.

- El impulsor de la figura 32, se encarga de acoplarse al juego del carrier y mediante el imán de neodimio que posee activar la intención de movimiento.
- Por otro lado, se acopla al eslabón 1 para realizar el movimiento de la pierna. Este componente se encuentra unido al eje del motor.

Figura 32.

CAD Impulsor

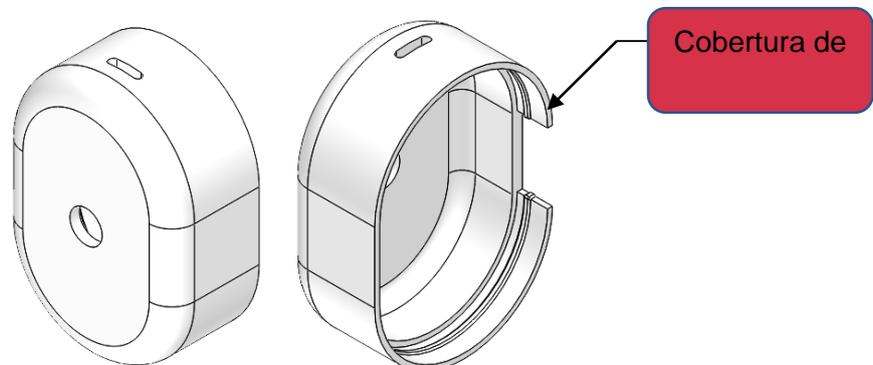


### 3.6.1.4.4. Cover.

Finalmente, la cobertura de la figura 33 impide que el usuario entre en contacto con los sistemas y subsistemas del prototipo.

Figura 33.

CAD Cover



### 3.6.1.4.5. Diseño del resorte.

El resorte forma parte de la unidad de medición y es el encargado de ayudar a calcular la fuerza muscular que tiene el paciente para la flexión de rodilla en rehabilitación. Es necesario utilizar (2) con el peso de 1.35kg para la prueba del resorte.

$$F = m * a$$

Ahora se procede a calcular la Fuerza ejercida por el resorte con una masa de prueba.

Condiciones iniciales:

m (Masa de Prueba) = 1.35kg

a (gravedad) = 9.8 m/s<sup>2</sup>

x (longitud que se estiró el resorte) = 5mm

Reemplazando m, a en (2)

$$F = 1.35[kg] * 9.8[m/s^2]$$

$$F = 13.23[N]$$

A continuación, se calcula la constante de proporcionalidad o constante del resorte (k) reemplazando la F, x en (2)

$$13.23[N] = k * 0.005[m]$$

$$k = 13.23[N]/0.005[m]$$

$$k = 2.646[kg/s^2]$$

El resorte por lo tanto tiene una k de 2.646[kg/s<sup>2</sup>] Este valor será utilizado en la programación para obtener un valor de fuerza muscular del paciente de acuerdo al valor de longitud que se estire el resorte en la flexión de la rodilla.

## Capítulo IV

### 4. Diseño del sistema electrónico y de control

El sistema electrónico y de control involucra el subsistema de Control Electrónico y una parte de la Unidad de Medición principalmente, por otro lado, interactúa con todos los subsistemas para controlarlos.

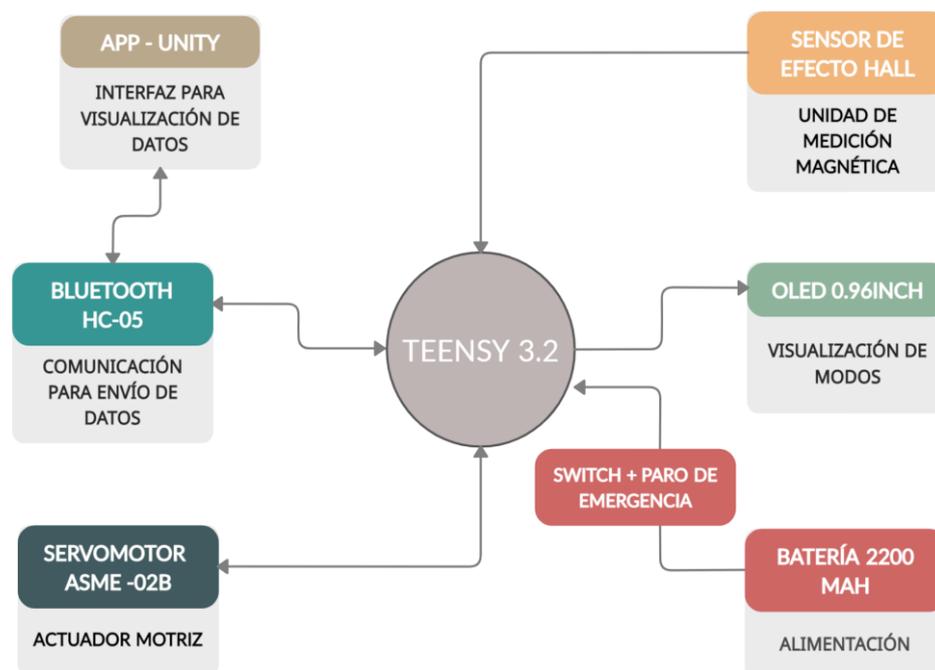
En la conversación con el terapeuta profesional se obtuvieron como conclusiones que el control necesita una lógica semi automática, esto se traduce como un control que intuya y siga los movimientos del usuario antes que una secuencia propia de la marcha humana.

#### 4.1. Diagrama de Bloques

En la figura 34 se detalla la estructura general para el sistema electrónico y de control, como se puede apreciar la tarjeta controladora es el centro de mando de todos los componentes; además, se evidencia la relación que tiene con todos los subsistemas del prototipo.

**Figura 34.**

*Diagrama de bloques sistema electrónico*



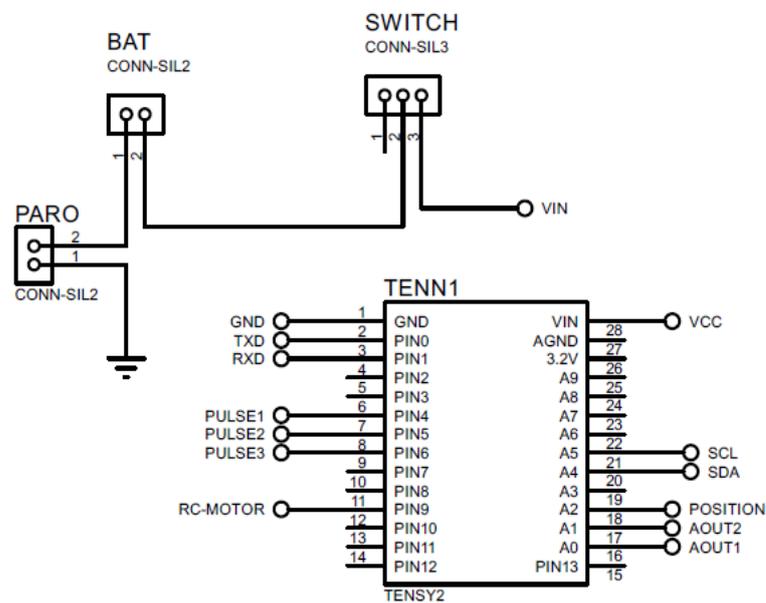
## 4.2. Diseño de la placa electrónica

### 4.2.1. Diseño para conexión: control - fuente de alimentación

Para el diseño de la placa se consideró la utilización de un paro de emergencia, los conectores para la batería y un switch para el encendido de todo el prototipo. Esto se puede visualizar en la figura 35.

Figura 35.

Diagrama fuente de alimentación

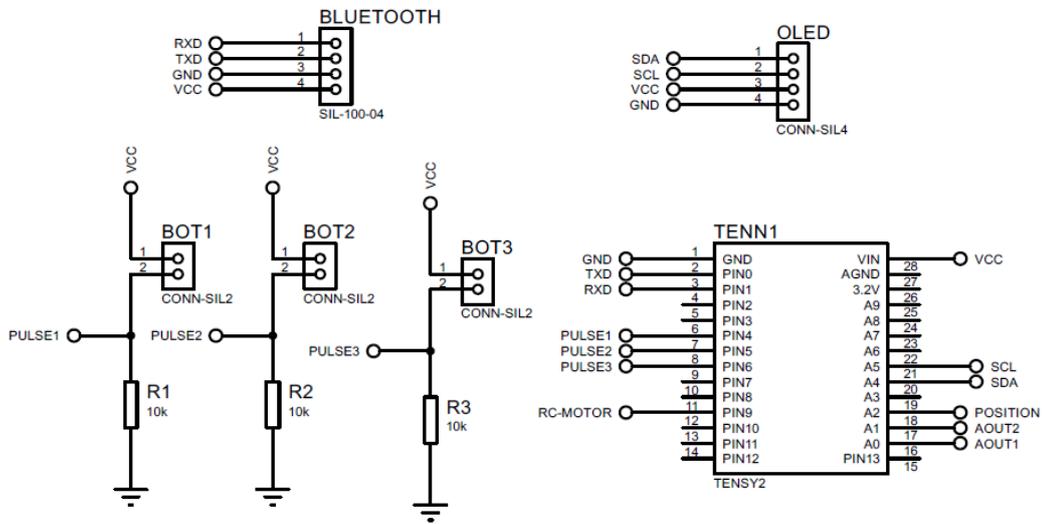


### 4.2.2. Diseño para conexión: control, comunicación y visualización de modos.

Para el diseño de esta parte consideramos los pines de conexión del sensor bluetooth y una pantalla Oled 0.96inch para la visualización de los modos y eventos que se imprimen desde la tarjeta controladora, este proceso se detalla más adelante. El diagrama de conexión se muestra en la figura 36

**Figura 36.**

*Diagrama circuito de comunicación*

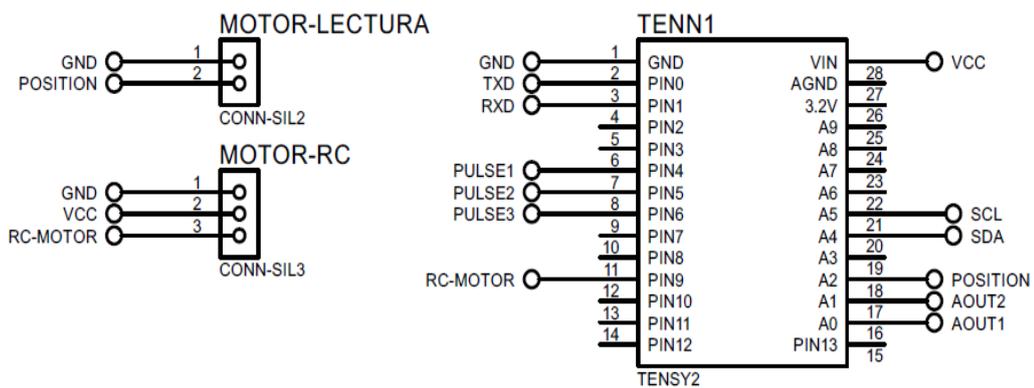


**4.2.3. Diseño para conexión: control - actuador motriz**

Es necesario agregar conectores para permitir la lectura de posición del servomotor además del envío de la señal para el movimiento en el sentido deseado. Todo esto se puede visualizar en la figura 37.

**Figura 37.**

*Diagrama circuito para acción del actuador*



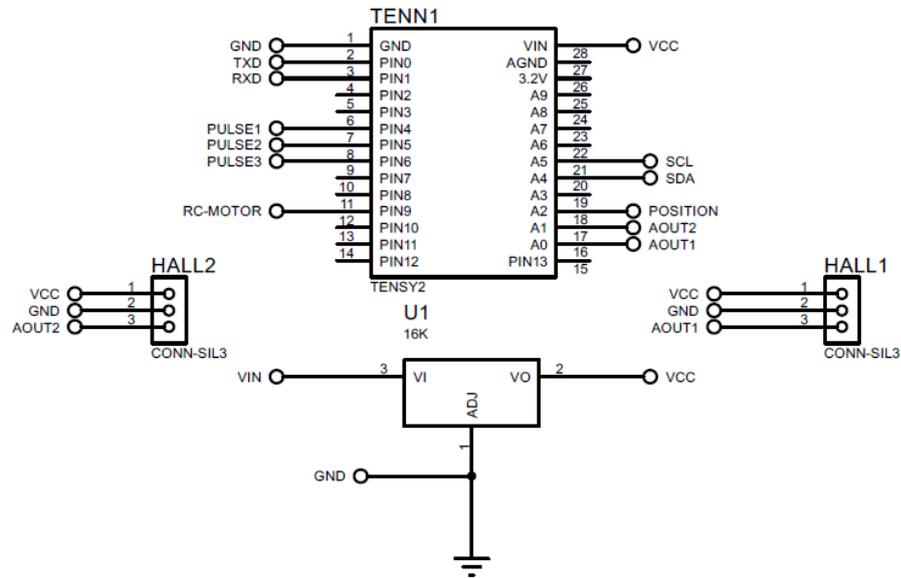
**4.2.4. Diseño para conexión: control - unidad de medición**

La unidad de medición está compuesta por dos imanes de neodimio los cuales deben ser alimentados mediante la placa de control del servomotor; por otro

lado, se utiliza un medio de acondicionamiento de la señal de los sensores de efectos hall los cuales se visualizan en la figura 38

**Figura 38.**

*Diagrama circuito Sensor*

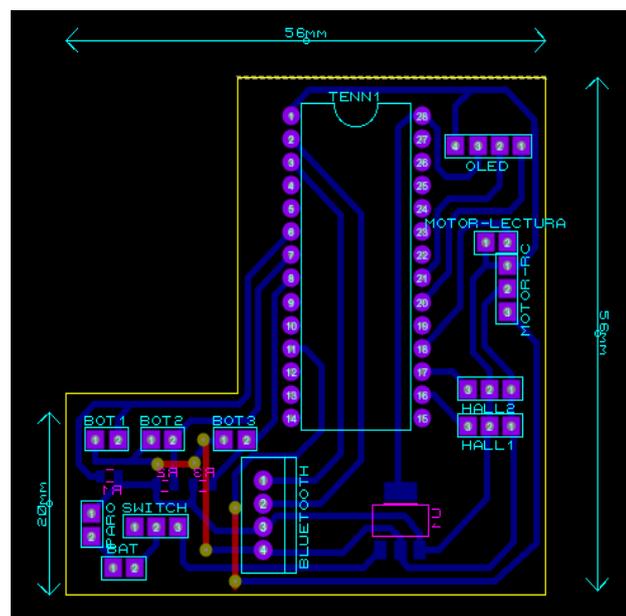


#### 4.2.5. Diseño de la PCB

Utilizando un software de diseño PCB realizamos la simulación de la placa general de control para su fabricación, la misma se encuentra en la figura 39.

**Figura 39.**

*Diseño PCB*

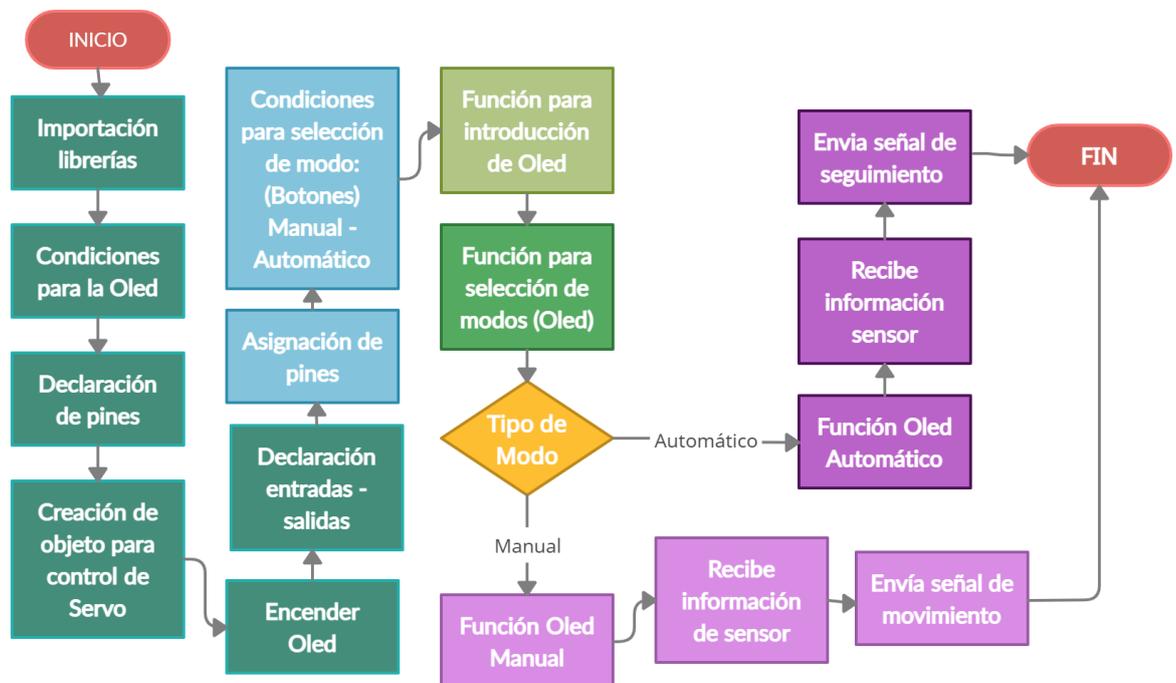


#### 4.2.6. Diagrama de flujo del control

En la figura 40 se muestra el diagrama de flujo utilizado como diseño para la programación de la tarjeta controladora Tensy 3.2. Se involucra de forma general las partes que contendrá el código para diseñar el control automático considerando el modelo de un control seguidor frente a un evento y limitado por características que considera el terapeuta para la rehabilitación del paciente. Cada secuencia de colores representa en los bloques una función específica que contendrá la programación.

**Figura 40.**

Diagrama flujo de control

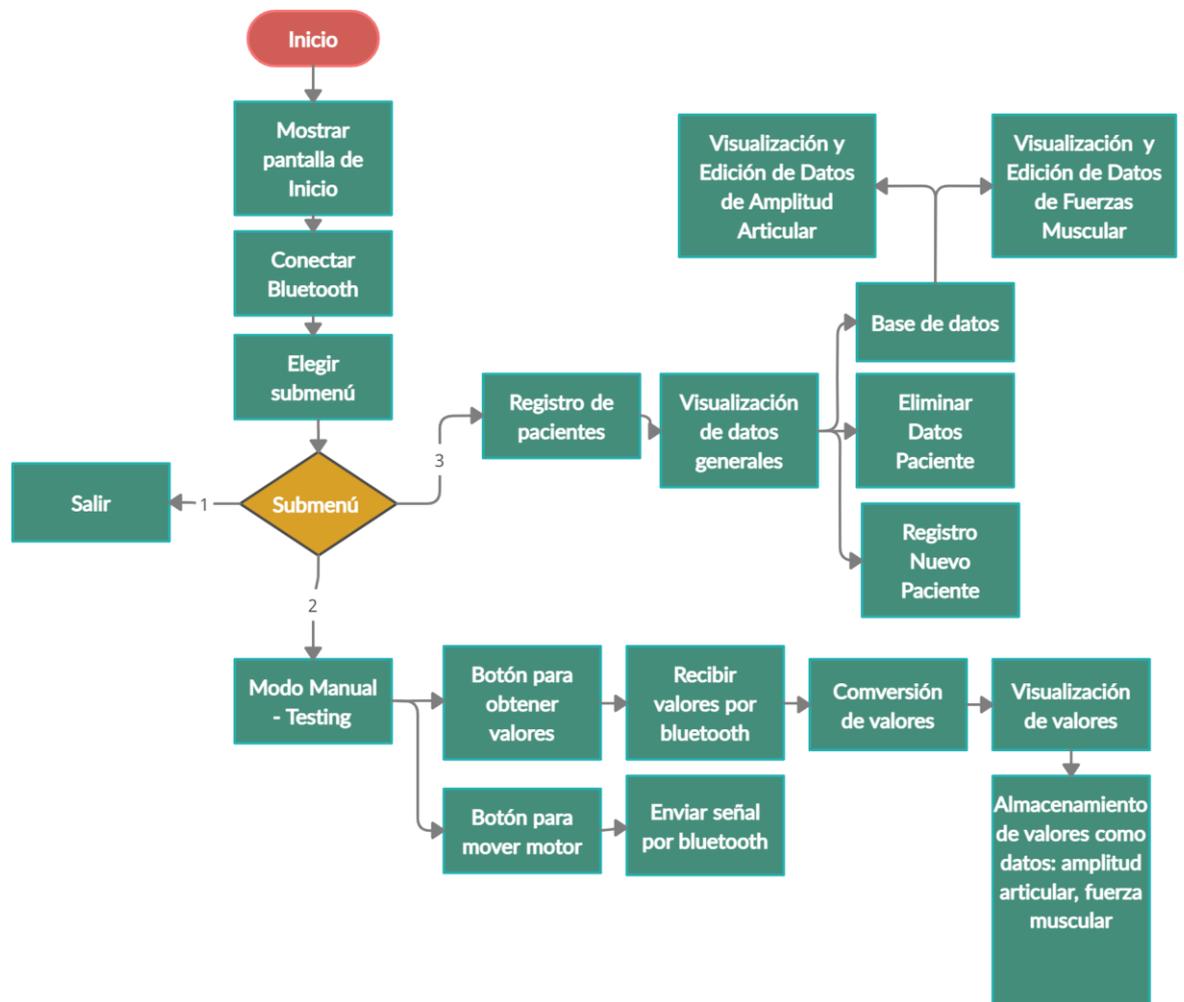


#### 4.2.7. Diagrama de flujo aplicación – interfaz

El diagrama mostrado en la figura 41 indica el diseño general de la interfaz, se aprecia la lógica utilizada para la construcción de la aplicación y el flujo respectivo por submenú, además se muestran las opciones que se pueden realizar en cada pantalla.

Figura 41.

Diagrama de flujo Interfaz



## CAPÍTULO V

### 5. Construcción del prototipo de órtesis mecatrónica

Los diferentes subsistemas que componen la mecánica del prototipo se han desarrollado en el siguiente apartado.

El mecanismo tipo bisagra está compuesto por 5 partes principales propiamente manufacturadas. Los materiales utilizados son acero negro ASTM A36 de 2mm y Filamento de PLA de 1.75mm. Adicionalmente se agregaron pernos para unión con Pernos Avellanados M4 x 0.7mm, Pernos Avellanados M3 x 0.8m, Pernos Avellanados M3 x 16mm.

En base a parámetros ergonómicos se manufacturan de forma empírica la cobertura suave para el acople de la rodilla a base de velcro, tela tipo esponja elástica y cuero.

#### 5.1. Fabricación de piezas Subsistema Actuador Motriz y Unidad de medición

En la tabla 50 se disponen los materiales usados para la construcción del subsistema de actuador motriz.

**Tabla 50.**

*Materiales del Prototipo*

<b>Parte No</b>	<b>Nombre</b>	<b>Material</b>
1	Eslabón 1	ASTM A36
2	Eslabón 2	ASTM A36
3	Extensor*	FILAMENTO PLA
4	Juego mecánico*	ASTM A36
5	Rodillera	Velcro, tela esponjosa, cuero.
6	Uniones tipo perno	*

### 5.1.1. Manufactura de los eslabones

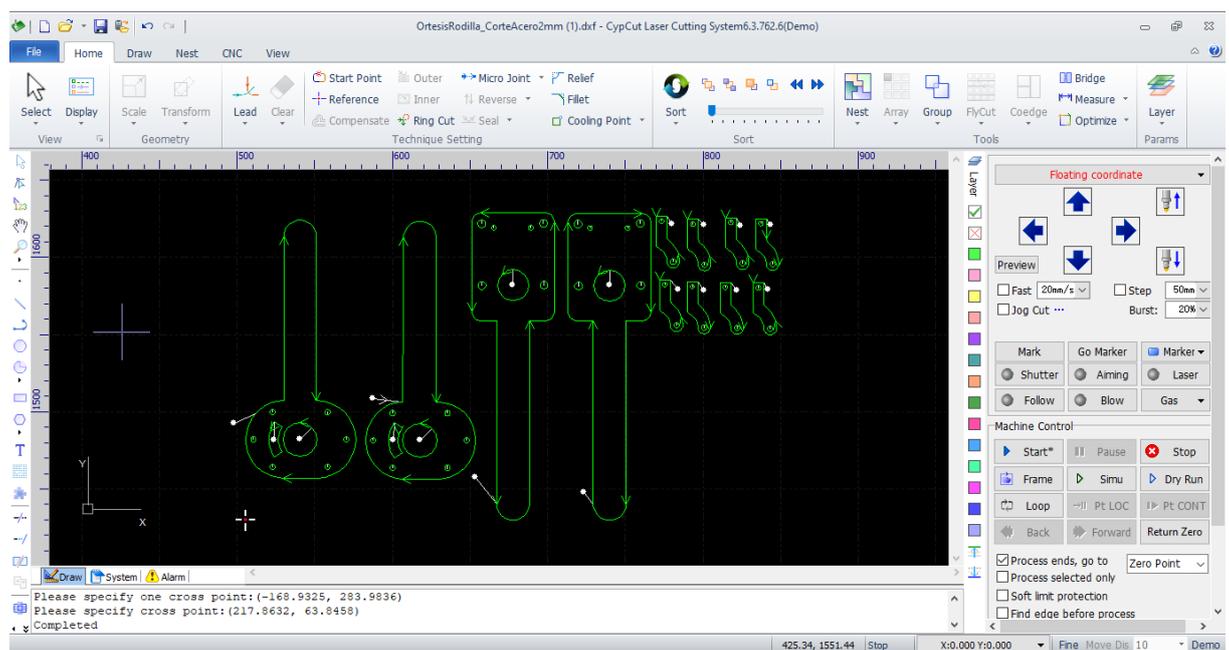
Mediante una máquina de corte de metal por fibra láser se realizaron los eslabones uno, dos y el juego mecánico a partir de una plancha de acero negro, conocido comúnmente como acero ASTM A36. La máquina utilizada es una SF3015G de 1KW de potencia.

#### 5.1.1.1. Proceso digital Pre-fabricación

El archivo procede del diseño realizado en el software de diseño mecánico, mediante la herramienta que permite realizar dobleces se puede obviar la operación para posteriormente obtener un archivo del plano de los eslabones. Este plano se convierte en DXF al exportarlo y posteriormente se importa en el software Cypcut con el que trabaja la máquina de corte de fibra láser. Una vez importado, se realizan las modificaciones que permiten agregar los puntos de inicio del corte, la dirección del corte y los puntos de enfriamiento tal como se muestra en figura 42.

**Figura 42.**

*Importación de piezas en CypCut*



### 5.1.1.2. Proceso de preparación de la máquina.

Inicialmente se debe colocar la plancha de metal sobre la mesa, limpiar el material en seco y ubicar el cabezal en el origen de donde se va a realizar el corte. Además de seguir los pasos de preparación inicial como encendido de los tanques de gas, chiller y encendido de la máquina.

### 5.1.1.3. Configuración de parámetros

Utilizando oxígeno al 100% se obtuvieron los parámetros de la tabla 51 y en la figura 43.

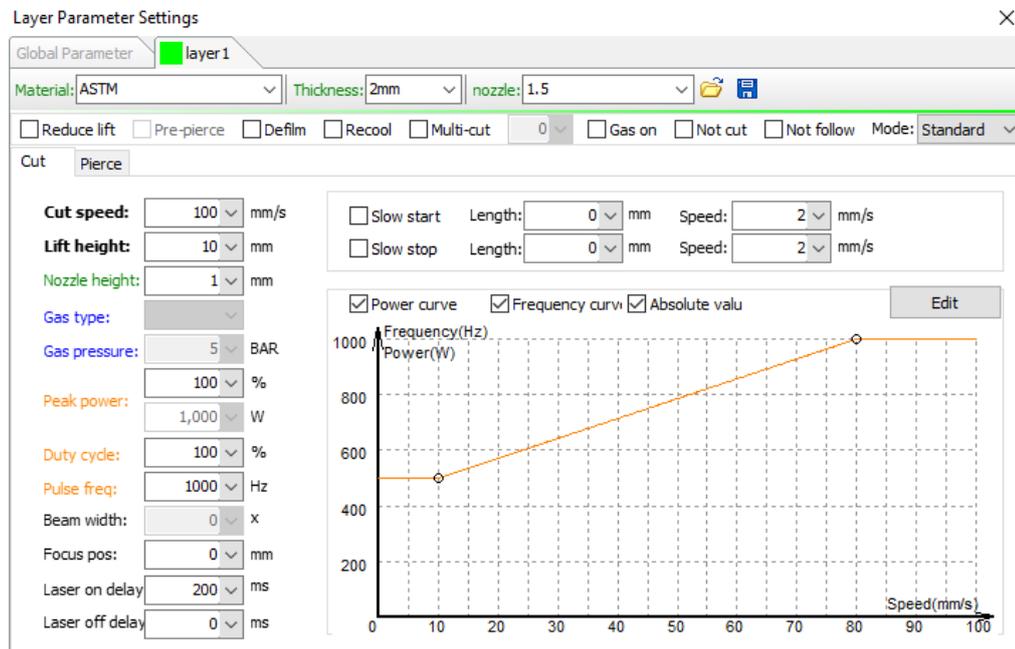
**Tabla 51.**

*Parámetros de corte Acero ASTM A36 2mm*

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Cut Speed	3 m/min
Lift Height	30 mm
Cut Height	1 mm
Cut Gas	Oxygen
Cut Pressure	1.3 Bar
Cut Cur	100% - 1000W -
Cut Pwr	100%
Cut Focus	1mm
Delay Time	0ms
Laser off delay	0ms
Dynamic adjustment	ON
Pierce	ON
Stage	3 Stages
Nozzle	1.5D

Figura 43.

*Escritura de parámetros*



#### 5.1.1.4. Proceso Post-fabricación.

Las piezas resultantes deben ser retiradas con guantes de nitrilo resistentes al calor, se limpian y de ser necesario se retiran las impurezas con una lija.

En figura 44 tenemos el resultado de los cortes:

Figura 44.

*Piezas cortadas en máquina de corte por fibra láser*



### 5.1.2. Manufactura de piezas en 3D

Mediante una máquina de impresión 3D se fabricó el extensor\* a partir del filamento de PLA 1.75mm de diámetro. La máquina utilizada es una Ender 3Pro de 110V cuyas características se muestra en tabla 52.

**Tabla 52.**

*Características de la Ender 3Pro*

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Mesa de impresión	220 x 220 x 250 mm.
Diám. extrusor boquilla	0.4mm
Extrusor	FDM
Rango de temperatura extrusor	0-255 centígrados
Resolución	+ - 0.1mm
Velocidad	180 m/s
Material	PLA
Source	110v

#### 5.1.2.1. Proceso digital Pre-fabricación

Preparación del archivo en formato STL u OBJ. Este archivo debe estar adecuado para realizar la impresión de manera correcta, considerando los soportes y los rellenos que puedan afectarse en la impresión.

#### 5.1.2.2. Proceso de preparación de la máquina

Es necesario limpiar la máquina, la cama, alimentar con el filamento de PLA necesario para la impresión, revisar el estado del extrusor, comprobar la altura de la cama, revisar la temperatura y prepararla para la impresión. Se agrega un fijador para la adherencia de la pieza.

### 5.1.2.3. Configuración de parámetros

En tabla 53 muestran los parámetros para realizar la impresión de las piezas.

**Tabla 53.**

*Parámetros para la impresión 3D*

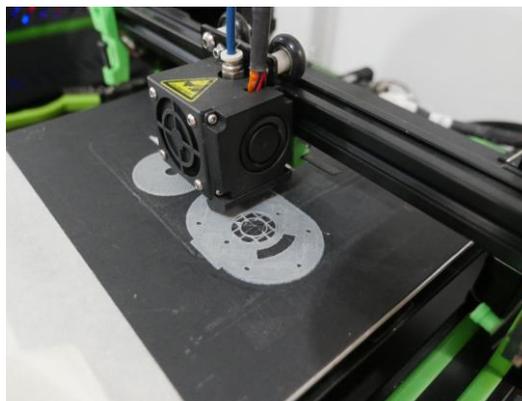
<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Printing temperature:	210 °C.
Printing bed temperature:	57 °C.
Speed:	47 mm / s.
Layer height:	0.10 mm
Shrinkage:	5.5mm to 24mm / s.
Initial layer speed:	18 mm / s.
Initial fan speed:	0% - 100%
Fill	20% - testing*

### 5.1.2.4. Proceso Post-fabricación

Después de enfriar el material es necesario utilizar una espátula para retirar las piezas. Generalmente se forma una primera capa que puede ser despegada de las piezas. En la figura 45 tenemos el resultado de la impresión:

**Figura 45.**

*Piezas impresas en 3D*



### 5.1.3. Manufactura de la rodillera

Se requirió la fabricación de una rodillera, figura 46, personalizada en base a los requerimientos ergonómicos dados por el especialista terapeuta. La rodillera posee forro acolchado con espuma y cámara de aire protección del tejido acolchado.

**Figura 46.**

*Soporte ergonómico*



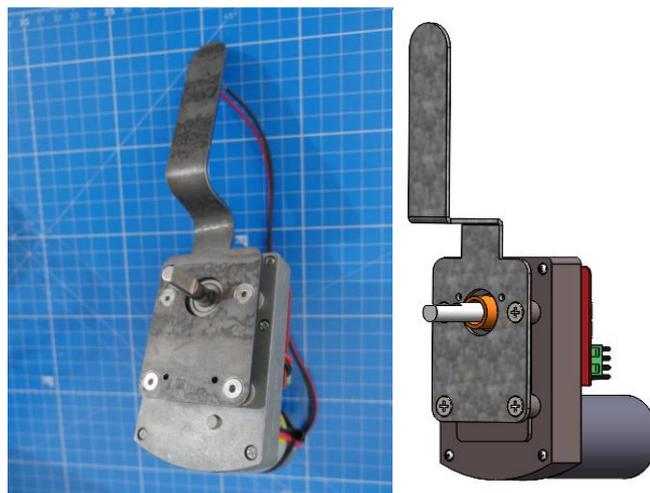
### 5.1.4. Ensamble de la estructura

#### 5.1.4.1. Ensamble 1 motor eslabón 1

En la figura 47 y la tabla 54 se visualiza la sujeción del eslabón 1 con la caja reductora del servomotor, se encargará de sujetar la parte superior de la pierna.

**Figura 47.**

*Ensamble motor - eslabón 1*



**Tabla 54.**

*Componentes del Ensamble 1 para la sujeción de sistema a la pierna*

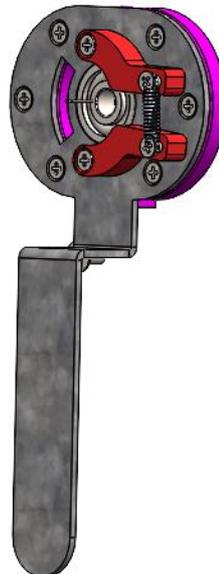
Ítem	Descripción
1	Servomotor ASME-02B
2	Thigh (Eslabón 2)
3	Pernos Avellanados M4 x 0.7mm

#### 5.1.4.2. Ensamble 3 eslabón 2 - Carrier

En la figura 48 se observa el sistema que va sujeto a la parte inferior de la rodilla encargada de dar movimiento a la articulación de la órtesis, a su vez este sistema aloja el sistema de medición magnético, así como el sistema de desacople mecánico que brinda el juego necesario para el inicio del movimiento.

**Figura 48.**

*Ensamble 1 Shin - Mecanismo de medición*



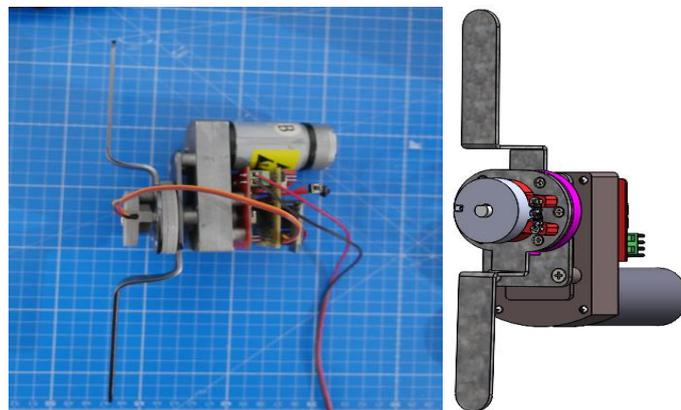
En la tabla 55 se puede observar los elementos que conforman el ensamble motriz encargado de transmitir el movimiento a la parte inferior de la rodilla.

**Tabla 55.***Elementos del sistema motriz de la articulación*

Item	Descripción
1	Shin (Eslabón 1)
2	Carrier
3	Basculante
4	Pernos Avellanados M3 x 0.8 mm
5	Pernos Avellanados M3 x 16 mm
6	Pernos Avellanados M4 x 0.8 mm
7	Muelle o resorte
8	Imanes de Neodimio
9	Buje
10	Rodamiento 7 x 22 mm
11	Impulsor

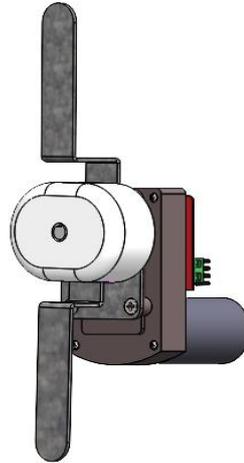
#### 5.1.4.3. Ensamble 2 del motor al acople

El sistema de la figura 49 acopla el eje del servomotor con el Impulsor mediante un rodamiento y un eje. En la figura 50 se muestra la carcasa impresa.

**Figura 49.***Ensamble al acople impulsor*

**Figura 50.**

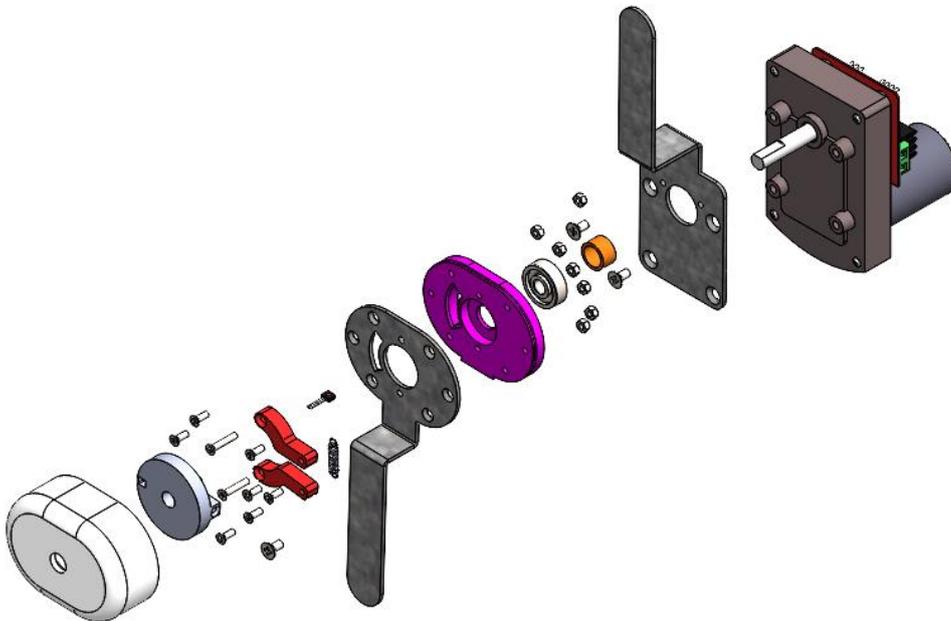
*Estructura metálica del prototipo con carcasa*



El resultado se muestra en la figura 51 en una vista explosionada, se han agregado los pernos de unión.

**Figura 51.**

*Vista explosionada*



*Nota:* Carcasa- Impulsor – Basculantes – Shin – Carrier – Rodamiento – Buje –  
Thigh - Motor

## CAPÍTULO VI

### 6. Elaboración del sistema electrónico y de control

En el presente capítulo se detalla el proceso para la fabricación del sistema electrónico y de control con base en los elementos seleccionados, calculados y fabricados. Inicialmente se detalla la elaboración del sistema electrónico describiendo las partes, la implementación y el ensamblaje.

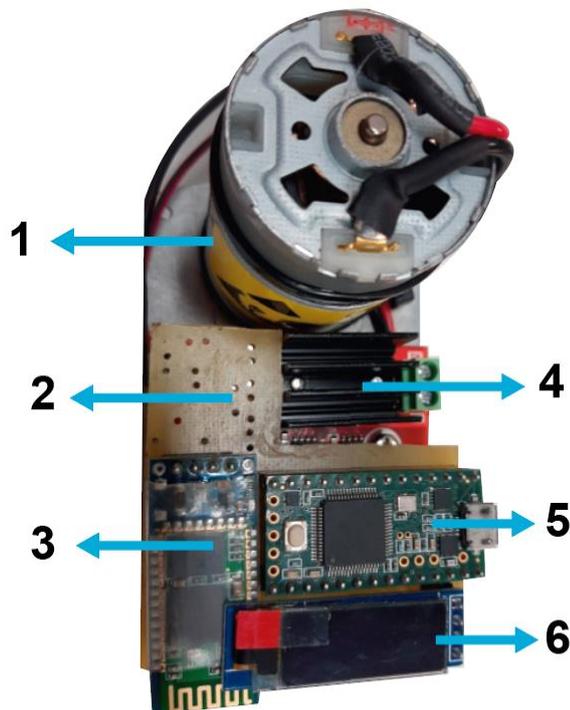
#### 6.1. Elaboración del sistema electrónico

##### 6.1.1. Partes internas del sistema electrónico

En la figura 52 se pueden apreciar las partes internas del sistema electrónico.

**Figura 52.**

*Sistema electrónico interno para el control de movimientos*



En la Tabla 56 se observa los elementos de los cuales está formado el sistema electrónico del prototipo.

**Tabla 56.**

*Lista de elementos electrónicos internos del sistema*

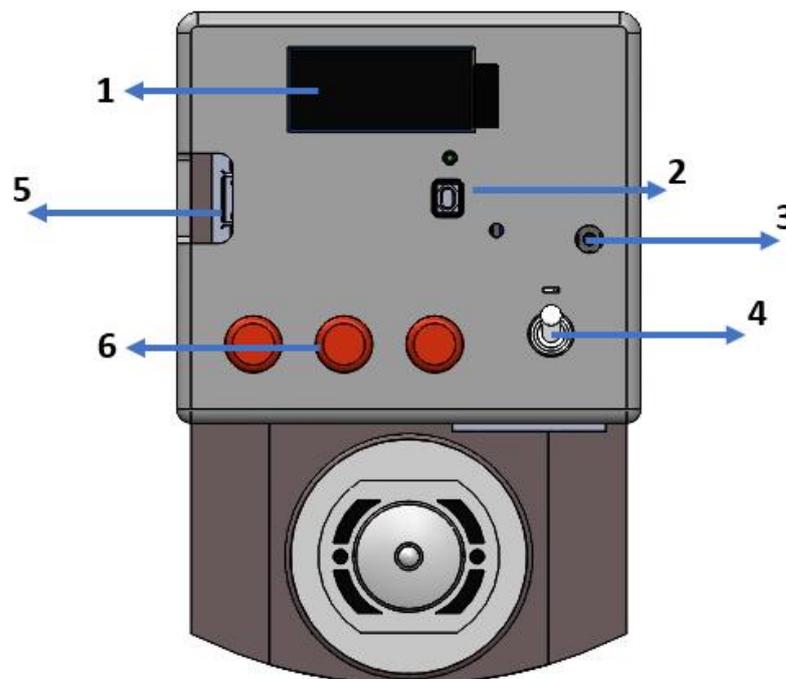
Item	Descripción
1	Motor
2	Entradas para Botones
3	Módulo Bluetooth
4	Puente H (Driver)
5	Teensy 3.2
6	Pantalla Oled

### 6.1.2. Partes externas del sistema electrónico

En la figura 53 y la tabla 57 se pueden apreciar las partes internas del sistema electrónico.

**Figura 53.**

*Componentes electrónicos externos*



**Tabla 57.**

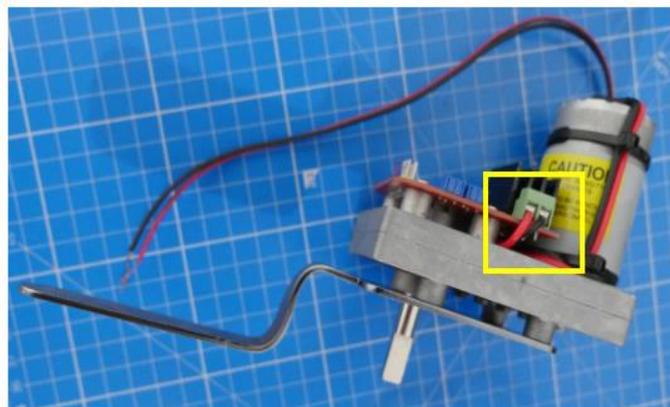
*Lista de elementos electrónicos externos del sistema*

Item	Descripción
1	Pantalla oled
2	Botón de alimentación Tensy 3.2
3	Paro de emergencia
4	Switch On/Off
5	Puerto de Programación
6	Botones

Nota. La abertura para la alimentación del sistema se encuentra en la parte lateral, no se considera como una parte externa por ser una abertura cuyas conexiones se encuentran en el interior de la tarjeta como se muestra en la figura 54.

**Figura 54.**

*Alimentación general*



### **6.1.3. Configuración de tarjeta de control**

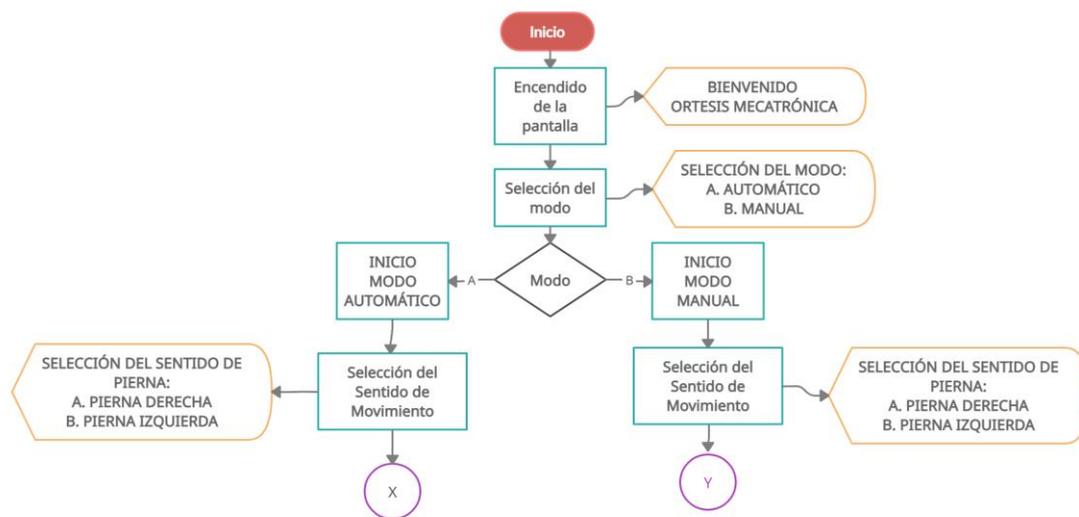
La tarjeta controladora Tensy 3.2 se programó en la plataforma arduino mediante el uso de librerías utilizadas en la presentación de caracteres en la pantalla oled y en el control del servomotor.

#### 6.1.4. Lógica de control para la tarjeta controladora

La parte A de la lógica de programación involucra un mensaje de bienvenida en la pantalla oled y posteriormente una lista para seleccionar el modo de trabajo manual o automático, como se indica en la figura 55.

**Figura 55.**

*Lógica de programación Parte A*

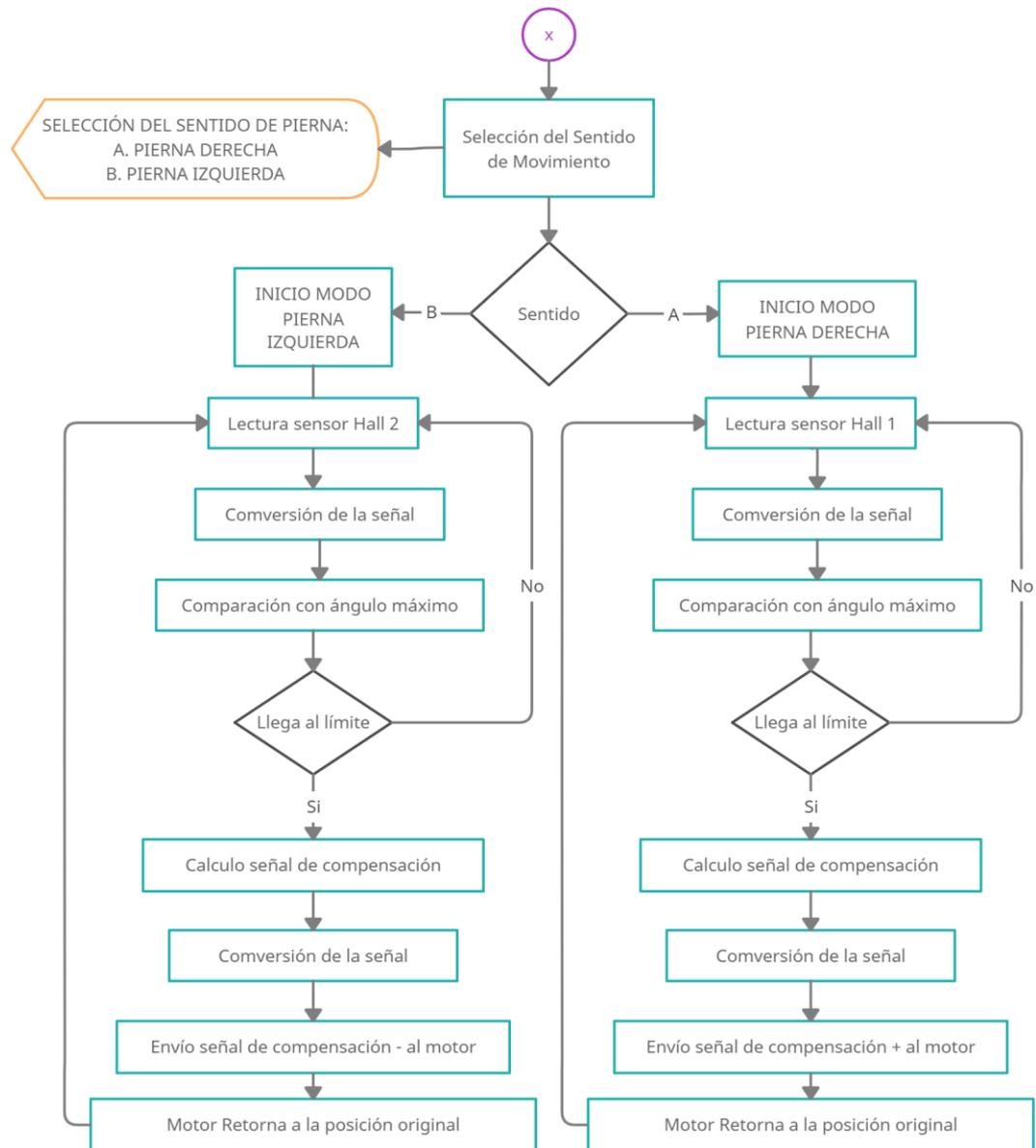


##### a. Modos de funcionamiento

- i. **Modo Automático:** este modo se utiliza cuando el paciente requiere caminar en un terreno plano. Posterior a la selección del modo se requiere determinar el giro del motor según la pierna en donde se coloque el dispositivo. Si es colocado en la pierna derecha el movimiento de compensación del motor es en sentido horario y utiliza el sensor de efecto Hall 1; si es colocado en la pierna izquierda el movimiento se realiza en sentido antihorario y utiliza el sensor de efecto Hall 2. Finalmente, el código entra en un bucle para seguir la marcha del paciente compensando el grado de flexión máximo fijado que realice con la pierna. El diagrama se muestra en la figura 56.

Figura 56.

Selección del sentido de giro

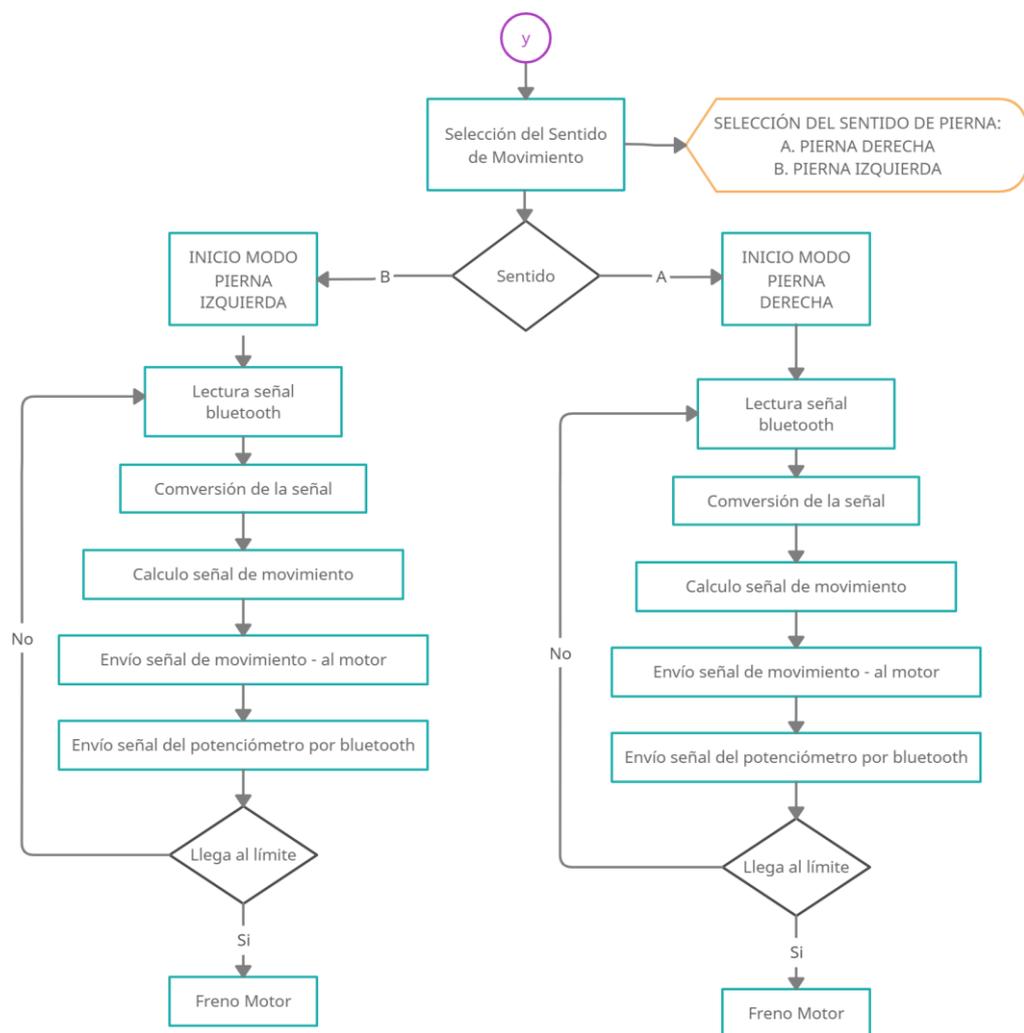


- ii. **Modo Manual:** O conocido como modo testing (prueba) se utiliza para cuando el médico terapeuta requiere evaluar el avance en la rehabilitación, en este modo el motor deja de seguir la marcha del paciente y pasa a un bucle de conexión por bluetooth con la aplicación. Una vez que se conecte empezará el envío y recepción de datos, aquí la tarjeta controladora mediante el módulo bluetooth

recibirá el sentido de giro y la activación momentánea del motor (pulsos) ejecutando el movimiento. Por otro lado, enviará la solicitud de datos que requiera la aplicación para registrar los valores del paciente tanto de la fuerza muscular como de la amplitud articular en el repositorio de la interfaz. Todo esto se aprecia en la figura 57.

**Figura 57.**

*Selección del Sentido*



### 6.1.5. Programación de la tarjeta controladora

El control utilizado se puede categorizar dentro del tipo PD debido a que la velocidad del servomotor es constante y viene dada directamente de la batería, es decir, no se requiere un control con latencia baja, pero si con un medio de ganancia para realizar el seguimiento de la marcha. En la figura 58 se detallan las librerías utilizadas en el proceso.

**Figura 58.**

*Librerías utilizadas en la programación*

```

ortesis $
/*Se importan las librerías*/
#include <Servo.h>
#include <Adafruit_GFX.h> //Liberia para gráficos
#include <Adafruit_SSD1306.h> //Liberia para Oleds monocromáticos basados en controladores SSD1306
/*Se declara el pin de reset, este es requerido por el constructor de la librería SSD1306
 *para definir el tipo de OLED y la comunicación I2C en los (pines SDA, SCL)*/
#define OLED_RESET 13
Adafruit_SSD1306 display(OLED_RESET);
/*Se define una condición para saber si en la librería esta definida la altura de 32 de lo contrario
 *no dejara compilar el código hasta que se cambie la altura correcta desde la librería*/
#if (SSD1306_LCDHEIGHT != 32)
#error("Altura incorrecta, cambie en la librería de Adafruit_SSD1306.h!");
#endif

```

La recepción de datos de los Sensores Hall se guarda en variables previamente definidas. Para facilitar el manejo de datos en el control se decidió trabajar en el formato de Bits. Cuando el control se encuentra en modo automático se ejecuta el siguiente código de la figura 59.

**Figura 59.**

*Control automático*

```

void leer_oledauto() {
display.clearDisplay(); //Borra el buffer
display.setTextSize(1); //Establece el tamaño de fuente, admite tamaños de 1 a 8
display.setTextColor(WHITE); //Establece el color
display.setCursor(1,5); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println("MODO AUTOMATICO");
display.println("HALL1=");
display.setCursor(42,15); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println(sen1);
display.setCursor(70,15); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println("HALL2=");
display.setCursor(110,15); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println(sen2);
display.setCursor(1,25); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println("POSITION=");
display.setCursor(65,25); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println(pos);
display.display(); //Muestra el texto
}

```

Cuando el modo es seleccionado en modo manual se establece una conexión con bluetooth bidireccional y se ejecuta el siguiente bucle de código de la figura 60.

**Figura 60.**

*Control en modo manual*

```
void leer_oledmanual() {
display.clearDisplay(); //Borra el buffer
display.setTextSize(1); //Establece el tamaño de fuente, admite tamaños de 1 a 8
display.setTextColor(WHITE); //Establece el color
display.setCursor(1,5); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println("MODO MANUAL");
display.setCursor(1,15); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println("HALL1=");
display.setCursor(42,15); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println(sen1);
display.setCursor(70,15); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println("HALL2=");
display.setCursor(110,15); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println(sen2);
display.setCursor(1,25); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println("POSITION=");
display.setCursor(65,25); //Establecer las coordenadas para mostrar la posición del texto
display.println(pos);
display.display(); //Muestra el texto
}
```

### **6.1.6. Interfaz gráfica en Unity - APK**

La facilidad que ofrece Unity para la creación de un APK en el sistema Android es una ventaja muy representativa para aprovecharse en el sector donde se desenvuelve el fisioterapeuta, frente a una interfaz en un computador el fisioterapeuta requiere un medio portátil para evaluar los datos de sus pacientes.

El código utilizado se fundamenta en conocimientos de C# y la incorporación de librerías para la comunicación por Bluetooth y para almacenar valores en una matriz a manera de Base de Datos.

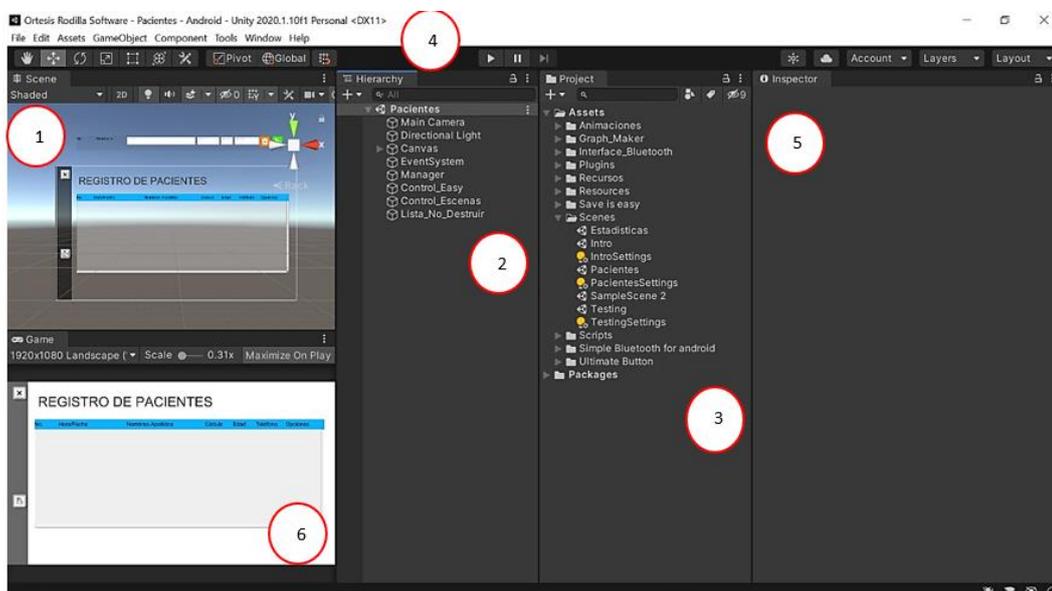
## 6.1.7. Ventana Registro de Pacientes

### 6.1.7.1. Descripción ventana para programación.

La figura 61 y la tabla 58 se representa el entorno gráfico de programación. En la tabla describen las partes del entorno gráfico, este entorno es común de Unity y junto al editor de código conforman el compilador de la interfaz gráfica y la aplicación.

**Figura 61.**

*Entorno gráfico de Programación*



**Tabla 58.**

*Partes del entorno de programación UNITY*

Ítem	Ventana	Descripción
1	Escena	Es el entorno donde se encuentran los objetos del proyecto, aquí se puede simular con el fondo de un videojuego, sin embargo, es indispensable para verificar el comportamiento del objeto
2	Jerarquía	En esta parte se enlistan los objetos del proyecto

Ítem	Ventana	Descripción
3	Proyecto	Todos los documentos, códigos, imágenes y demás se muestran en esta parte.
4	Barra herramientas	Las herramientas contienen funciones como abrir, guardar archivos, importar, crear objetos, definir orígenes y demás.
5	Inspector	La venta de inspector muestra las características del objeto que se señale en la ventana escena. Es posible modificar el tamaño, el aspecto o los eventos del objeto en cuestión.
6	Preview	Es una vista realista según el entorno en el que se vaya a visualizar (celular, pc, tablet)

*Nota:* Tomado de (Unity 3D, 2016)

#### 6.1.7.2. Ventana resultante para Registro de Pacientes.

En la figura 62 y la tabla 59 se encuentran señaladas las partes de la venta para el registro de pacientes. En la tabla están detalladas las partes y su funcionamiento.

**Figura 62.**

*Ventana para el registro de pacientes*

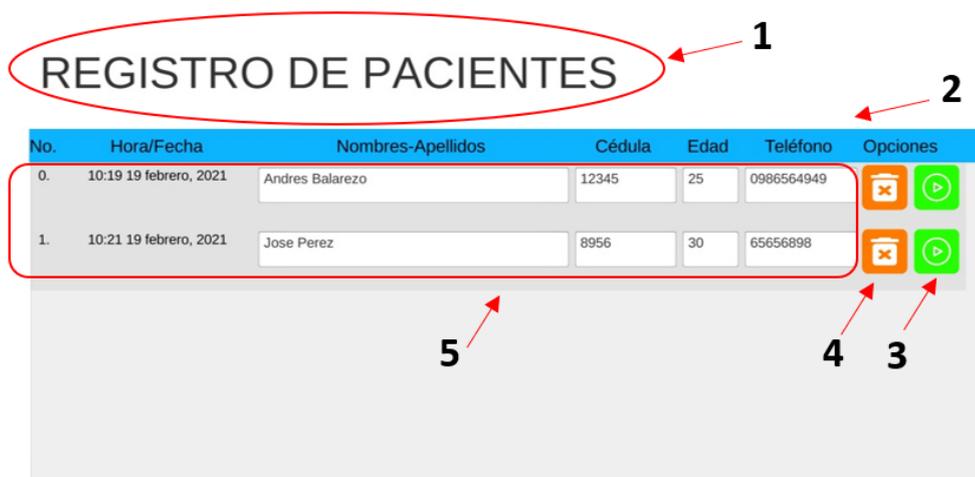


Tabla 59.

Descripción ventana pacientes

Ítem	Parte	Descripción
1	Título de ventana	Aquí se muestra el título de la ventana actual:
2	Barra de títulos	No: Número de paciente; Hora/Fecha: Fecha y hora de ingreso del paciente; Nombres - Apellidos del paciente; Cédula del paciente, Edad del paciente, Teléfono del paciente, Opciones de edición.
3	Registro	Redirecciona a la venta de Modo Testing (toma de datos y movimiento del motor)
4	Eliminar	Elimina todos los datos del registro del paciente
5	Ingreso de Datos	En estas casillas se escriben los datos del paciente

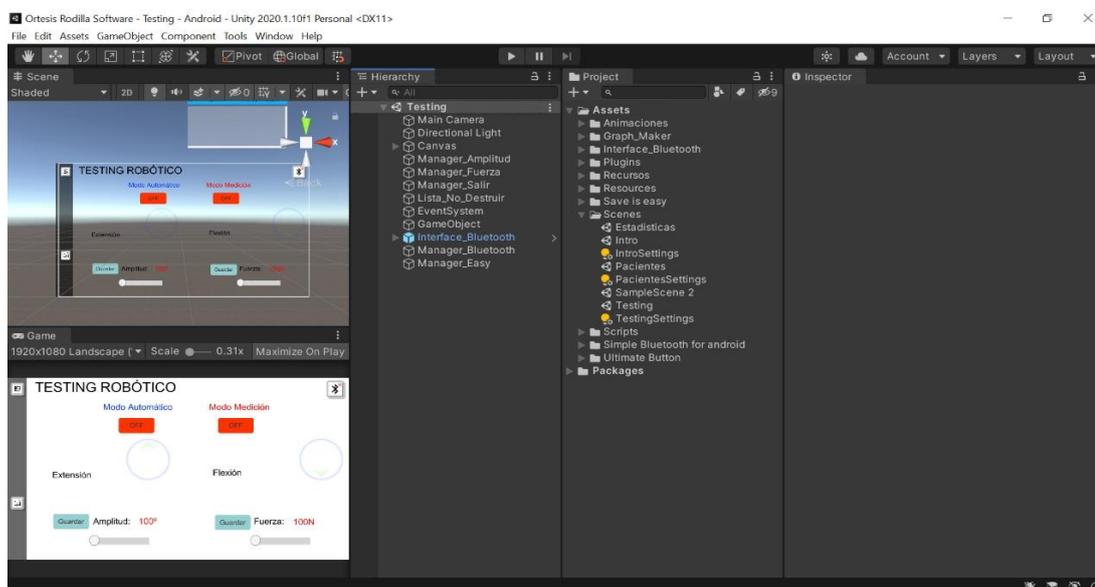
### 6.1.7.3. Ventana Modo Testing.

Aquí se desarrolla la comunicación para el envío y recepción de datos.

La venta de programación es similar a la anterior, se muestra en la figura 63

Figura 63.

Ventana del modo Testing



## a. Ventana resultante para Modo Testing

Las características de los ítems y botones de la venta se muestran en la figura 64 y en la tabla 60.

Figura 64.

Interfaz gráfica del modo de prueba

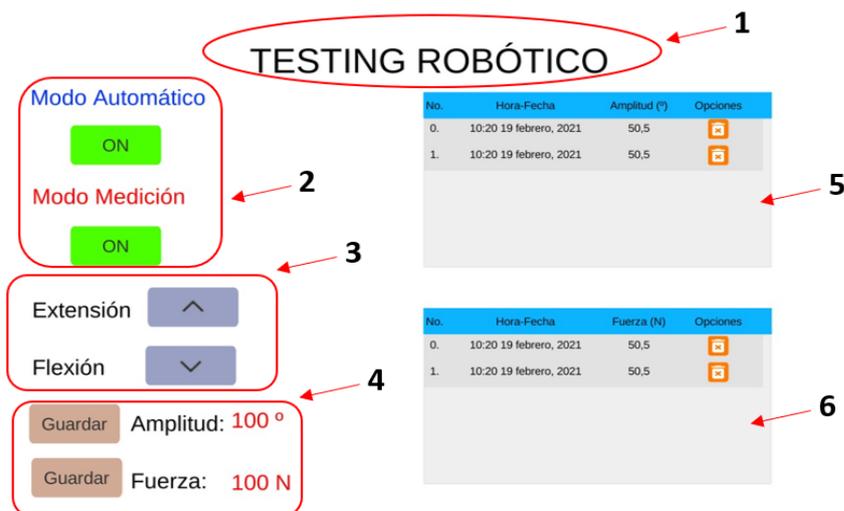


Tabla 60.

Descripción ventana en modo testing

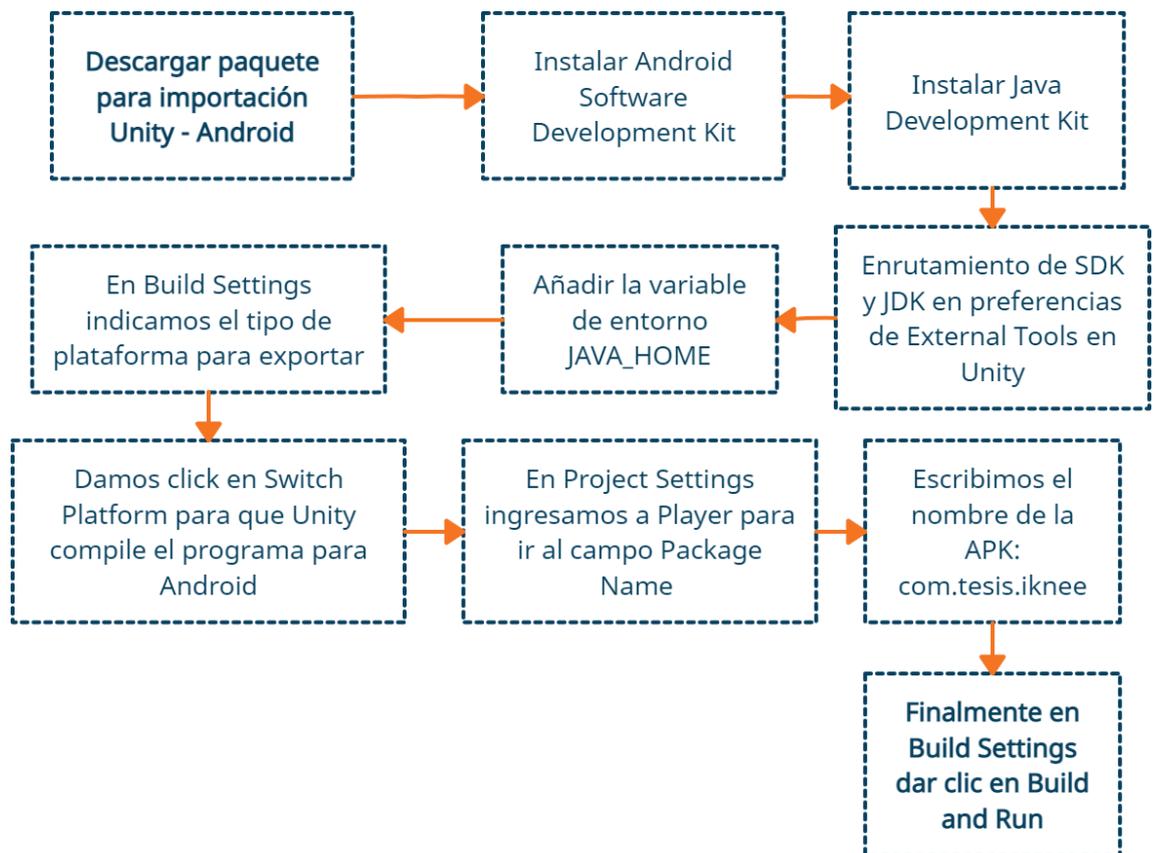
Ítem	Parte	Descripción
1	Título de ventana	Aquí se muestra el título de la ventana actual
2	Selección del modo	Modo Automático: Seguimiento del movimiento. Modo Manual: Control manual de la órtesis para registro de datos
3	Movimiento Motor	Redirecciona a la venta de Modo Testing (toma de datos y movimiento del motor)
4	Almacenamiento de datos	Cuando se da clic en uno de los dos botones guarda el valor mostrado en el registro.
5	Registro 1	Tabla de datos para la Amplitud Articular
6	Registro 2	Tabla de datos para la Fuerza Muscular

### 6.1.8. Exportación Unity - APK

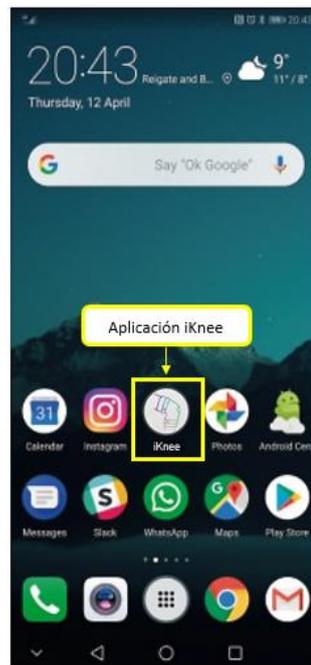
A continuación, se describe el proceso en la figura 65 para la compilación del código de Unity en un sistema Android, la exportación del programa y sus características de compatibilidad.

**Figura 65.**

*Diagrama de compilación*



El resultado final al momento de descargar el APK en el celular es el mostrado en la figura 66.

**Figura 66.***APK para Android*

El APK instalará la aplicación para el uso del prototipo, es necesario dar permiso al celular para la instalación de programas de terceros. Finalmente aparecerá la Ventana Inicial de la figura 67.

**Figura 67.***Comandos principales utilizados en la app*

## CAPÍTULO VII

### 7. Pruebas y resultados

#### 7.1. Evaluación del prototipo de la órtesis mecatrónica de rodilla por parte del fisioterapeuta

Para poder evaluar el prototipo de la órtesis mecatrónica de asistencia de rodilla se solicitó la ayuda por parte del equipo de rehabilitación de la Fundación San Miguel de Salcedo, con evaluadores especialistas en fisioterapia y rehabilitación.

En primer lugar, se realizó una capacitación para poder utilizar la órtesis, tanto para la funcionalidad de evaluación de los pacientes como para la implementación de la misma como asistente para la rehabilitación, para poder llevar a cabo las pruebas de medición y asistencia en la recuperación se utilizó sujetos de prueba que permitieron evaluar el confort, así como la asistencia de la órtesis en cada uno de los sujetos de prueba.

##### 7.1.1. Acondicionamiento para la evaluación del prototipo

Para poder evaluar el confort y funcionamiento del prototipo de órtesis mecatrónica de rodilla se coloca al sujeto de prueba en el área de evaluación, el cual debe estar sentado con las extremidades inferiores libres para la colocación de la órtesis en la pierna afectada como se indica en la figura 68.

#### Figura 68.

*Posicionamiento del prototipo en el paciente*



Después de que el paciente está en la posición necesaria para evaluar los parámetros necesarios para la rehabilitación se procede a colocar la órtesis en la pierna afectada, posteriormente se ajusta los velcros de la órtesis para que esta quede sujeta de la mejor manera en la articulación del paciente como se inidica en la figura 69.

**Figura 69.**

*Ajuste de la órtesis en la pierna del paciente*



Después de haber sujetado y ajustado la órtesis en el paciente se procede a encender el equipo y colocarlo en modo de prueba para evaluar los parámetros máximos de amplitud angular y fuerza muscular que soporta el paciente, mediante la aplicación móvil el rehabilitador ingresa los datos del paciente a la base de datos y procede a mover la órtesis mediante los botones de la App para almacenar los valores límites que soporta cada paciente de una manera más exacta y rápida que la ordinaria, colocar el prototipo como en la figura 70

**Figura 70.**

*Puesta en marcha del prototipo en el paciente*



Finalmente, después de haber almacenado los datos del paciente en la base de datos se procede a colocar la órtesis en modo de asistencia para que el sistema de control se ponga en funcionamiento y la órtesis brinde soporte y apoyo a los movimientos que desea realizar el paciente.

### **7.1.2. Método de evaluación**

En la tabla 61 se detalla la forma de encuesta a los sujetos de prueba.

**Tabla 61.**

*Resultados de las preguntas cerradas de Si o No*

<b>N°</b>	<b>Preguntas</b>	<b>Respuestas</b>	
<b>1</b>	¿Considera usted que la utilización del dispositivo es intuitiva?	SI: 21	NO: 4
<b>2</b>	¿Es mejor utilizar equipos mecatrónicos para la medición de los parámetros de rehabilitación?	SI: 25	NO: 0

N°	Preguntas	Respuestas	
3	¿Considera usted que las órtesis mecatrónicas ayudan al proceso de recuperación?	SI:	25
		NO:	1
4	¿Considera usted que es necesario saber los parámetros iniciales de rehabilitación antes de comenzar la misma?	SI:	24
		NO:	1
5	¿Cree usted que la órtesis mecatrónica facilita el proceso de recuperación?	SI:	25
		NO:	0
6	¿El prototipo es cómodo y ergonómico?	SI:	22
		NO:	3
7	¿La base de datos ayuda al seguimiento de la rehabilitación?	SI:	24
		NO:	1
8	¿Considera necesario la implementación de dispositivos tecnológicos en la rehabilitación convencional?	SI:	23
		NO:	2
9	¿Si pudiese utilizar el prototipo para el desarrollo de actividades cotidianas lo usaría?	SI:	25
		NO:	0

Para poder evaluar el funcionamiento y confort de la órtesis se procedió a realizar encuestas a los sujetos de prueba para poder evaluar las opiniones que permitieron evaluar la funcionalidad, comodidad, diseño y el confort de la estructura de la órtesis.

## 7.2. Tabulación de encuestas

Se van a tabular los resultados en la tabla 62 mediante los criterios cualitativos para analizar los resultados y poder visualizarlos de mejor manera, en la tabla se puede observar los datos de las encuestas de las preguntas cerradas de Si o No.

Tabla 62.

Resultado de las preguntas cualitativas evaluadas en la encuesta

N°	Preguntas	Respuestas
10	¿La interfaz de la aplicación es?	MUY BUENA: 21 BUENA: 4 MALA: 0
11	¿El sistema de medición de parámetros es?	MUY BUENO: 22 BUENO: 3 MALO: 0
12	¿Cómo considera que es el sistema de ajuste a la pierna?	MUY BUENO: 22 BUENO: 3 MALOS: 0
13	¿La asistencia que brinda el prototipo es?	MUY BUENA: 25 BUENA: 0 MALA: 0
14	¿El control de movimiento del prototipo es?	MUY BUENO: 22 BUENO: 3 MALO: 0

### 7.2.1. Interpretación de resultados

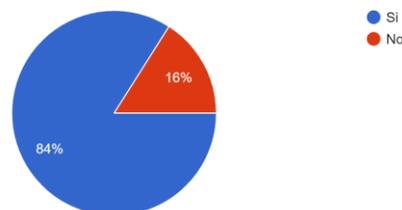
- Pregunta N° 1. Figura 71.

¿Considera usted que la utilización del dispositivo es intuitiva?

Figura 71.

Resultados de la Pregunta 1

¿Considera usted que la utilización del dispositivo es intuitiva?  
25 respuestas



En la figura 71 se observa los resultados arrojados por la pregunta 1, con lo que podemos visualizar que la mayor parte de sujetos consideran que el Prototipo es de fácil uso y que es intuitivo para su utilización.

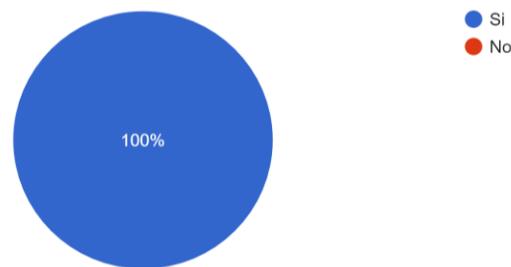
- Pregunta N° 2

¿Es mejor utilizar equipos mecatrónicos para la medición de los parámetros de rehabilitación?

**Figura 72.**

*Resultados de la Pregunta 2*

¿Es mejor utilizar equipos mecatrónicos para la medición de los parámetros de rehabilitación?  
25 respuestas



Mediante los resultados de la figura 72 se puede visualizar que todos los usuarios concuerdan en que es mejor utilizar equipos mecatrónicos para la evaluación de parámetros de rehabilitación al ser más exactos y rápidos.

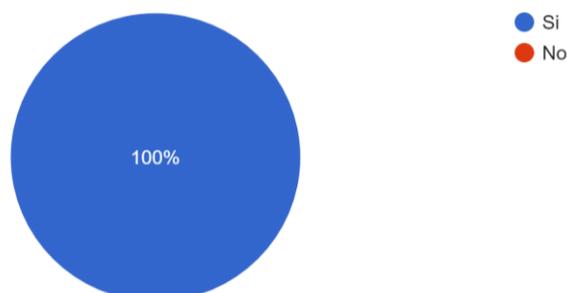
- Pregunta N° 3. Figura 73.

¿Considera usted que las órtesis mecatrónicas ayudan al proceso de recuperación?

**Figura 73.**

*Resultados de la Pregunta 3*

¿Considera usted que las órtesis mecatrónicas ayudan al proceso de recuperación?  
25 respuestas



Todos los usuarios que utilizaron el prototipo concuerdan en que este tipo de órtesis ayudan el proceso de recuperación al brindar soporte a la articulación como se observa en la figura de los resultados de la pregunta 3.

- Pregunta N° 4

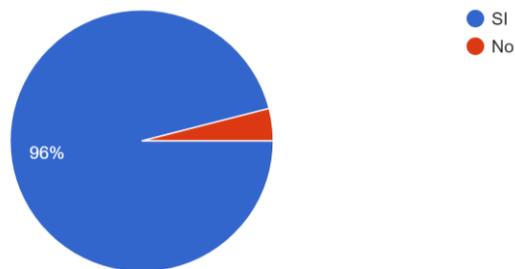
¿Considera usted que es necesario saber los parámetros iniciales de rehabilitación antes de comenzar la misma?

**Figura 74.**

*Resultados de la Pregunta 4*

¿Considera usted que es necesario saber los parámetros iniciales de rehabilitación antes de comenzar la misma?

25 respuestas



En figura 74 se puede apreciar que el 96% de pacientes consideran que es necesario evaluar los parámetros iniciales.

- Pregunta N° 5

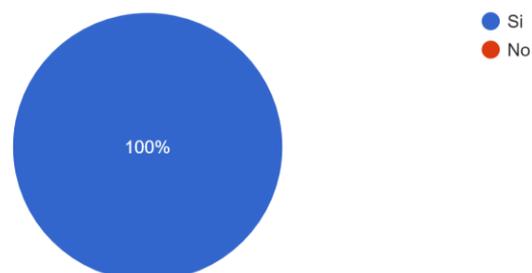
¿Cree usted que la órtesis mecatrónica facilita el proceso de recuperación?

**Figura 75.**

*Resultados de la Pregunta 5*

¿Cree usted que la órtesis mecatrónica facilita el proceso de recuperación?

25 respuestas



En la figura 75 se observa que todos los usuarios que probaron el prototipo convergen en que la Órtesis facilita el proceso de recuperación.

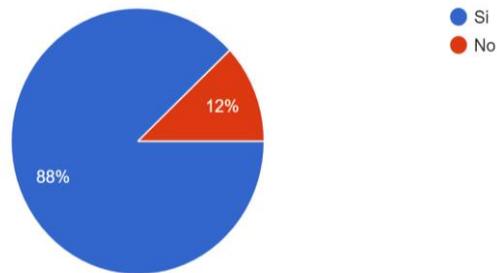
- Pregunta N° 6

¿El prototipo es cómodo y ergonómico?

**Figura 76.**

*Resultados de la Pregunta 6*

¿El prototipo es cómodo y ergonómico?  
25 respuestas



En la Figura 76 se observa que el 12% de personas que probaron el equipo concuerdan que el prototipo es cómodo y su estructura es ergonómica.

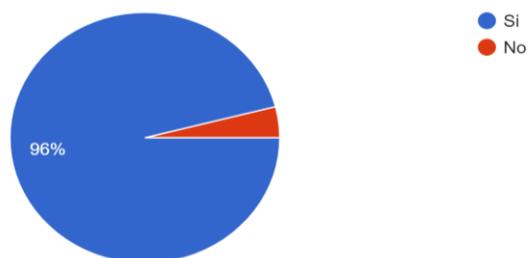
- Pregunta N° 7

¿La base de datos ayuda al seguimiento de la rehabilitación?

**Figura 77.**

*Resultados de la Pregunta 7*

¿La base de datos ayuda al seguimiento de la rehabilitación?  
25 respuestas



El 96% de sujetos de prueba concuerdan que gracias a la base de datos se puede dar un buen seguimiento en el proceso de rehabilitación como se puede observar en los resultados reflejados en la Figura 77.

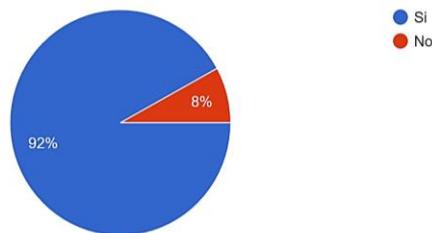
- Pregunta N° 8

¿Considera necesario la implementación de dispositivos tecnológicos en la rehabilitación convencional?

**Figura 78.**

*Resultados de la Pregunta 8*

¿Considera necesario la implementación de dispositivos tecnológicos en la rehabilitación convencional?  
25 respuestas



En la Figura 78 se visualiza que el 92% de pacientes consideran que es necesaria la implementación de dispositivos tecnológicos que ayuden al proceso de rehabilitación.

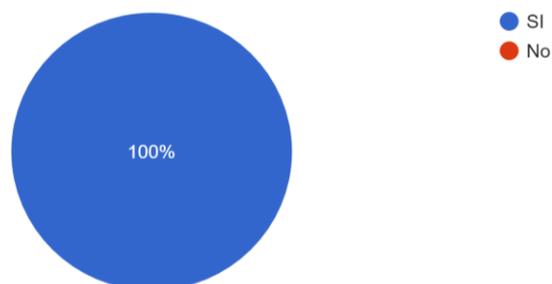
- Pregunta N° 9

¿Si pudiese utilizar el prototipo para el desarrollo de actividades cotidianas lo usaría?

**Figura 79.**

*Resultados de la Pregunta 9*

¿Si pudiese utilizar el prototipo para el desarrollo de actividades cotidianas lo usaría?  
25 respuestas



En la Figura 79 se puede visualizar que todos los usuarios que portaron el equipo utilizarían el prototipo en sus actividades cotidianas.

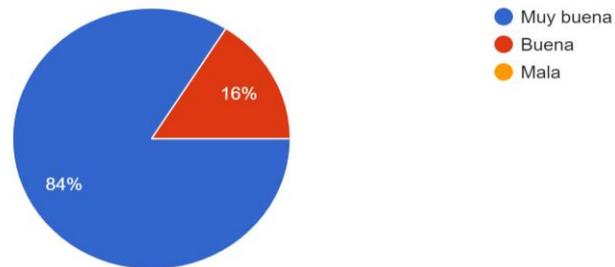
- Pregunta N° 10

¿La interfaz de la aplicación es?

**Figura 80.**

*Resultados de la Pregunta 10*

¿La interfaz de la aplicación es?  
25 respuestas



En la Figura 80 se puede ver que el 84% de usuarios consideran que la interfaz de la aplicación es muy buena, y tan solo el 16% piensan que la interfaz de la app es buena

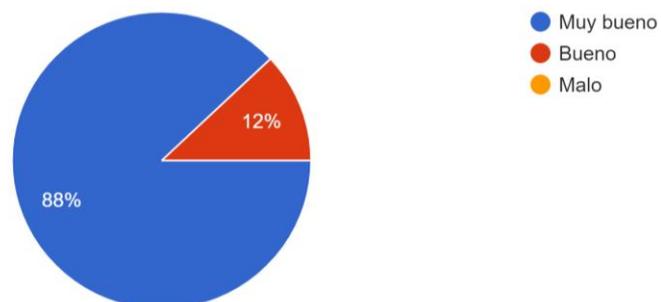
- Pregunta N° 11

¿La interfaz de la aplicación es?

**Figura 81.**

*Resultados de la Pregunta 11*

¿El sistema de medición de parámetros es?  
25 respuestas



En la Figura 81 se visualiza que el 86% de usuarios consideran que el sistema de medición de parámetros es muy bueno, y que el 12% de usuarios piensan que es bueno,

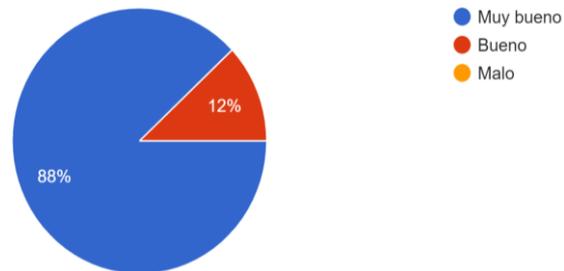
- Pregunta N° 12

¿Cómo considera que es el sistema de ajuste a la pierna?

**Figura 82.**

*Resultados de la Pregunta 12*

¿Cómo considera que es el sistema de ajuste a la pierna?  
25 respuestas



En la Figura 82 se observa que el 88% de pacientes consideran que es muy bueno el sistema de ajuste del prototipo y el 12% consideran que es un sistema de ajuste bueno.

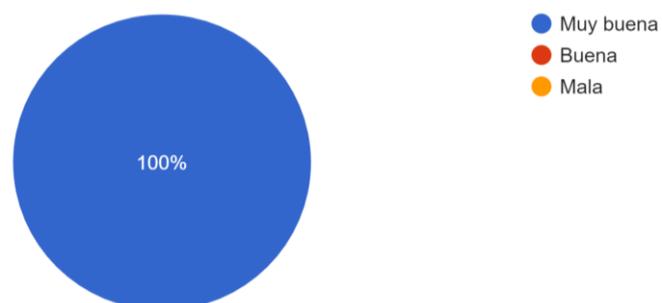
- Pregunta N° 13

¿La asistencia que brinda el prototipo es?

**Figura 83.**

*Resultados de la Pregunta 13*

¿La asistencia que brinda el prototipo es?  
25 respuestas



En la Figura 83 se puede visualizar que todas las personas que utilizaron el prototipo piensan que el prototipo brinda una muy buena asistencia.

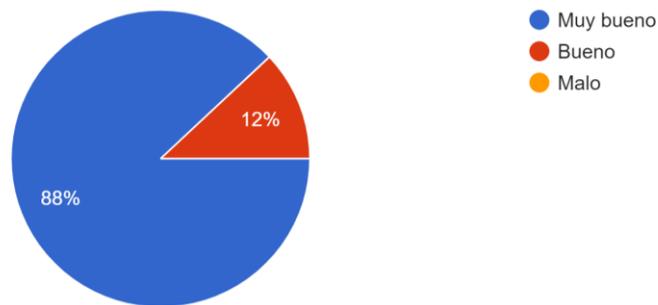
- Pregunta N° 14

¿El control de movimiento del prototipo es?

**Figura 84.**

*Resultados de la Pregunta 14*

¿El control de movimiento del prototipo es?  
25 respuestas



En la Figura 84 se observa que el 88% de pacientes piensan que los movimientos del prototipo son muy buenos mientras el 12% piensan que el control del movimiento es bueno.

### 7.3. Validación de hipótesis.

Una vez realizadas las encuestas a los sujetos de prueba con la supervisión de un especialista en rehabilitación se logró una valoración positiva acerca del prototipo de órtesis mecatrónica, el rehabilitador encargado dio el visto bueno sobre el prototipo especialmente para la valoración de los parámetros de rehabilitación tales como la amplitud articular y fuerza muscular, así como para la compensación de movimientos que realizan los pacientes en los ejercicios de rehabilitación. Se puede visualizar los datos tabulados de la encuesta en la Tabla#.

#### 7.3.1. Planteamiento de la Hipótesis

El diseño e implementación de una órtesis mecatrónica permitirá la asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla, mediante un sistema de corrección de amplitud articular y fuerza muscular.

### **7.3.2. Variables de Investigación.**

- Variables Independientes

Órtesis mecatrónica.

- Variables Dependientes

Asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla.

### **7.3.3. Validación de la Hipótesis.**

Para dar validez a la hipótesis del presente trabajo de titulación se aplica el método de estadística descriptiva del Chi-Cuadrado que contrasta las frecuencias observadas respecto a las frecuencias esperadas. Para poder implementar este método se debe establecer una hipótesis alternativa y también una hipótesis nula descrita a continuación:

- H1: El Prototipo de órtesis mecatrónica permitirá la asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla.
- H0: El Prototipo de órtesis mecatrónica no permitirá la asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla.

Para el cómputo del Chi-Cuadrado se utiliza los datos adquiridos de las preguntas puntuales que proporcionan información importante para el presente trabajo de las preguntas a las que se sometieron, los sujetos de prueba, mostradas en la tabla de los anexos E.

Una vez tabulados los datos de la frecuencia observada se calcula la frecuencia esperada mediante la ecuación (18)

$$E_{ij} = \frac{O_i * O_j}{O} \quad (18)$$

Donde:

$E_{ij}$  = Frecuencia esperada

$O_i$  = Frecuencia observada

$O$  = Total

$$E_{ij}(Si) = \frac{10 * 1210}{1250} = 9,68$$

$$E_{ij}(No) = \frac{10 * 40}{1250} = 0,32$$

Los datos de la frecuencia esperada se muestran en los anexos y se tiene como conclusión. Al obtener estos resultados se calcula el valor del Chi-Cuadrado utilizando la ecuación (19).

$$\lambda^2 = \sum_i \frac{(O_{ij} - E_{ij})^2}{E_{ij}} \quad (19)$$

Donde:

$\lambda^2$  = Chi-Cuadrado

$i$  = Número de filas

$j$  = Número de columnas

Los resultados del Chi-Cuadrado se muestran en la tabla de los anexos E para validación de hipótesis. Seguido se calcula el grado de libertad con ayuda de la ecuación (20).

$$v = (cantidad\ de\ filas - 1) (cantidad\ de\ columnas - 1) \quad (20)$$

$$v = (125 - 1)(2 - 1) = 124$$

Los valores de los puntos porcentuales correspondientes para la distribución del Chi-Cuadrado se muestran en el Anexo E, en este caso se considera un alfa de 0.001, con lo que se obtiene:

$$\lambda^2_{Tabulado} = 65.2471$$

Para finalizar la validación es necesario comparar este valor con el Chi-Cuadrado calculado, a continuación, se muestra la comparación:

$$\lambda^2_{Calculado} \geq \lambda^2_{Tabulado}$$

$$1249,99999971 \geq 65.2471$$

Por lo tanto, se confirma que el Prototipo de órtesis mecatrónica permitirá la asistencia en la evaluación y rehabilitación de pacientes sometidos a cirugía artroscópica de rodilla.

## CAPÍTULO VIII

### 8. Conclusiones y Recomendaciones

#### 8.1. Conclusiones

- Existe solo un único procedimiento para la intervención artroscópica de rodilla, el tipo de procedimiento dentro del tejido es el que varía, éste consiste en retirar el ligamento dañado o un menisco desgastado y según el tipo de intervención da como resultado un grado de influencia significativo sobre el paciente el cual altera la amplitud articular máxima o la fuerza muscular promedio entre diferentes pacientes evaluados por un profesional.
- Entender la marcha humana y la dinámica de la caminata permitió elaborar un sistema de control en modo automático que asiste en la movilidad de la pierna para un paciente en rehabilitación, la lógica de programación es en esencia un seguidor de movimiento con una unidad de medición de campo magnético y un juego mecánico que desencadena la compensación por parte del motor.
- El prototipo incorporó un actuador motriz cuyo torque compensa las fuerzas que actúan sobre las piezas manufacturadas, el análisis de fuerzas determinó una resultante de 39.75N y un momento de 4.495Nm ejercidas sobre las piezas de transmisión de movimiento, el torque del motor cuyo valor es de 340kg\*cm vence el momento inercial primario para realizar el movimiento de la articulación; por otro lado, el sistema sensorial se resolvió incorporando un seguidor de movimiento magnético.
- Todos los valores iniciales de los cálculos que involucran mediciones de partes del cuerpo humano se determinaron a partir de estudios ergonómicos para medidas antropométricas según el entorno de donde se realizó el estudio, el porcentaje de altura de la pantorrilla y el pie corresponden al 28.5% de la altura total (cerca de 1,7mts) el centro de masa se puede calcular teniendo en cuenta que la pantorrilla corresponde al 4.3% de la masa total, el muslo el 10.3% y

sus centros de masan desde un extremo, el 37.05 y 37.19% respectivamente, estas medidas se utilizaron para realizar el corte en máquina de fibra láser, la fabricación de piezas en impresión 3D y la construcción de una rodillera cómoda y resistente para el usuario, dichos parámetros tuvieron un alto grado de aceptabilidad en las pruebas realizadas.

- La amplitud articular de una persona intervenida en cirugía artroscópica tiende a flexionar la pierna sin superar el grado de movilidad normal que es de 60 grados marcha; por otro lado, la fuerza muscular se mantiene alrededor de los 10N que corresponde al peso de la pantorrilla distribuido en la parte crítica de la pieza mecánica, todos estos valores son enviados mediante bluetooth a la aplicación móvil para su visualización y registro en una base de datos almacenada en el teléfono para la posterior evaluación por parte del terapeuta.
- El diagrama de la lógica de programación representa el método de programación utilizada en Arduino para la Teensy 3.2, mediante la selección de componentes se consideró a la placa controladora como el elemento central de los módulos del prototipo, por otro lado, la adquisición de datos funciona gracias a la solución propuesta de la extensión de un muelle con  $k=2.646$  y la utilización del encoder del motor ASME 02B.

## **8.2. Recomendaciones**

- Antes de que el terapeuta proceda a utilizar la órtesis en sus pacientes es necesario brindar una capacitación del ajuste y funcionamiento de la misma por motivos de seguridad.
- Es recomendable no almacenar los valores límite de los parámetros de rehabilitación, más bien hacerlo con un pequeño margen menor para precautelar los movimientos que realiza el paciente.

- Se recomienda que el paciente realice movimientos leves en vacío hasta acostumbrarse a los movimientos de la órtesis antes de proceder a realizar movimientos complejos como caminar o ejercicios de rehabilitación.
- Calibrar los parámetros límite cada vez que el paciente vuelve a colocarse la órtesis para poder controlar de mejor manera los movimientos de la articulación y ver el progreso de la recuperación.
- Diseñar más medidas standard del sistema de ajuste para que el sistema se pueda acoplar a cada paciente de manera más ergonómica y evitar que el prototipo tenga mediciones erróneas.

### Bibliografía

- Instrumentos internacionales de reglamentación. (11 de julio de 2003).  
Obtenido de Codex Alimentarius: <http://www.fao.org/3/y5316s/y5316s08.htm>
- Alimentarius, C. (2003). *Biología* . Obtenido de <http://www.fao.org/fao-who-codexalimentarius/themes/biotechnology/es/>
- Castellanos, R. (2006). *Efectos fisiológicos de las bebidas energizantes*. Argentina.
- Corona, M. (2011). *Historia de la Biotecnología y sus aplicaciones*. Obtenido de Departamento de siladin : Obtenido de: <http://siladin.cch>.
- Dominguez, J. (1990). Aplicaciones de la biotecnología en la industria agroalimentaria. *Ekonomiaz: Revista vasca de economía*, 156-171.
- Dufour, M., & Pillu, M. (2018). *Biomecánica funcional. Miembros, cabeza, tronco*.
- DUQUE, C. (2015). *DISEÑO, MODELADO Y CONTROL POR SIMULACIÓN NUMÉRICA DE ARTICULACIÓN MAGNETOREOLÓGICA DE RODILLA PARA ÓRTESIS DE MIEMBRO INFERIOR*. Monterrey: INSTITUTO TECNOLÓGICO Y DE ESTUDIOS SUPERIORES DE MONTERREY.
- Barba, E. (2000). *Ingeniería Concurrente Guía para su implantación en la empresa Diagnóstico y Evaluación*. Gestion.
- Barcelona: Elsevier España
- Garcia, J. (2004). Ingeniería genética y biotecnología. Monografías de la Real Academia Nacional de Farmacia.
- Herazo, B. (2002). *Bebidas energéticas: ¿ estimulan, ayudan o dañan*. Peru.

- Hughes, Z. (2004). Glosario de biotecnología para la agricultura y la alimentación. *BIOTECNOLOGIA; AGRICULTURA; ALIMENTACION*, 510.
- Ilzarbe, A. A. (2014). *ANÁLISIS DINÁMICO DE LAS FUERZAS DE CONTACTO ORTESIS PIERNA MEDIANTE UN MODELO BIOMECÁNICO TRIDIMENSIONAL*. Barcelona: Departamento de ingeniería Mecánica (ETSEIB-UPC).
- Junior, J. (2017). Biotecnología. *Biotecnología*, 41.
- Kim, S. P., Bosque, J. M., Meehan, J. P., Jamali, A. M., & Marder, R. M. (2011). Increase in Outpatient Knee Arthroscopy in the United States: A Comparison of National Surveys of Ambulatory Surgery. *The journal of bone & joint surgery*, 1, 2.
- MacGill, M. (01 de Julio de 2019). *MEDICAL NEWS TODAY: ¿Cuál debería ser mi frecuencia cardíaca?* Recuperado el 26 de 05 de 2019, de MEDICAL NEWS TODAY: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/291182.php>
- Nacif, F. (2018). *El abc del litio sudamericano: apuntes para un análisis socio-técnico*. Universidad Nacional de Quilmes.  
[https://ridaa.unq.edu.ar/bitstream/handle/20.500.11807/1735/4-RCS\\_n34\\_dossier\\_3.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://ridaa.unq.edu.ar/bitstream/handle/20.500.11807/1735/4-RCS_n34_dossier_3.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
- Padilla, U. (2016). CLASIFICACIÓN DE LA MARCHA HEMIPLÉJICA UTILIZANDO LAS CARACTERÍSTICAS DIFUSAS DE LOS INDICADORES CINEMÁTICOS EN TOBILLO, RODILLA Y CADERA. *Interciencia*, 633-638.
- Pacheco Díaz, E. A. (2007). Las lesiones intraarticulares de la rodilla evaluadas por artroscopia, su relación con la clínica y la imagenología. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, 21(2), 0-0.

- PJRC. (2019). *Teensy USB Development Board*.  
<https://www.pjrc.com/teensy/>
- Raj, A. S., Muthukumaran, E., & Jayakrishna, K. (2018). A Case Study of 3D Printed PLA and Its Mechanical Properties. *Materials Today*, 5, 11219-11226.  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214785318301858>
- Ramirez, I., & Diaz, J. (2018). Diseño de un Control Regulador para un Sistema de Servo-Posicionamiento Neumático. *Revista Ibérica de Sistemas y Tecnologías de Información*, 29, 72-88.  
<https://pdfs.semanticscholar.org/6896/f0c5940e7c10f8210598733ea716a78eb1ed.pdf>
- Roberto, B. (2009). Repositorio Digital. *Biotecnología de desarrollo*, 107.
- Sabogal, J. (2015). *Aprovechamiento de pulpa y cáscara de plátano (musa paradisiaca spp) para la obtención de maltodextrina. Biotecnología en el Sector Agropecuario y Agroindustria. venezuela.*
- Strauch, M. (1989). *Historia de la biotecnología. Ciencia y Desarrollo*. Mexico.
- Tembleque, L. R. (2019). *ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DE ESTRUCTURAS DE ACERO CON UNIONES SEMIRRÍGIDAS*. Universidad de Sevilla. <https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/89100/TFM-1380-ROS.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Toro, A., Jaramillo, J. J., & Tejada, J. C. (2020). EXPLORACION DE ACTUADORES NEUMATICOS PARA ROBOTICA SUAVE. *IF ingeniería y tecnología*, 1(1), 44-50.  
<http://scoif.com/revistas/index.php/ingenieria/article/view/55>
- Unity 3D. (2016). *Aprendiendo la Interfaz*. UNITY - DOCUMENTATION. Retrieved Marzo 18, 2021, from <https://docs.unity3d.com/es/530/Manual/LearningtheInterface.html>

- Valencia, F., Mejia, C., & Erazo, V. (2017). *Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales*. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander.
- Valero, C. (2008). Breve historia de la biotecnología y su llegada al campo. *.Leyes de semilla*, 19.