



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE MECÁNICA**

**CARRERA INGENIERÍA INDUSTRIAL**

**“DESARROLLO DE UN PROTOTIPO ELECTROMECAÁNICO  
AUTOMATIZADO PARA LA INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO EN LOS  
MIEMBROS INFERIORES EN NIÑOS CON PROBLEMAS  
NEUROLÓGICOS Y DE PARAPLEJÍA”**

**Trabajo de Titulación**

Tipo: Propuesta Tecnológica

Presentando para optar al grado académico de:

**INGENIERO INDUSTRIAL**

**AUTORES:**

**ANTHONY ISAAC MANGUI CÓRDOVA**

**ROBERTO IVAN VALLEJO USCA**

Riobamba – Ecuador

2022



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE MECÁNICA**

**CARRERA INGENIERÍA INDUSTRIAL**

**“DESARROLLO DE UN PROTOTIPO ELECTROMECAÁNICO  
AUTOMATIZADO PARA LA INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO EN LOS  
MIEMBROS INFERIORES EN NIÑOS CON PROBLEMAS  
NEUROLÓGICOS Y DE PARAPLEJÍA”**

**Trabajo de Titulación**

Tipo: Propuesta Tecnológica

Presentando para optar al grado académico de:

**INGENIERO INDUSTRIAL**

**AUTORES: ANTHONY ISAAC MANGUI CÓRDOVA  
ROBERTO IVAN VALLEJO USCA**

**DIRECTOR: Ing. EDUARDO FRANCISCO GARCÍA CABEZAS**

Riobamba – Ecuador

2022

© 2022, Anthony Isaac Mangui Córdova; y Roberto Iván Vallejo Usca

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Nosotros, Roberto Iván Vallejo Usca y Anthony Isaac Mangui, declaramos que el presente trabajo de titulación es de nuestra autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otra fuente están debidamente citados y referenciados.

Como autores asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación. El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 07 de marzo del 2022.



**Roberto Ivan Vallejo Usca**  
**0603579564-0**



**Anthony Isaac Mangui Córdova**  
**180478999-6**

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE MECÁNICA**  
**CARRERA INGENIERÍA INDUSTRIAL**

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo: Propuesta Tecnológica, **“DESARROLLO DE UN PROTOTIPO ELECTROMECAÁNICO AUTOMATIZADO PARA LA INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO EN LOS MIEMBROS INFERIORES EN NIÑOS CON PROBLEMAS NEUROLÓGICOS Y DE PARAPLEJÍA”**, realizado por los señores: **ANTHONY ISAAC MANGUI CÓRDOVA y ROBERTO IVAN VALLEJO USCA**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

<b>FIRMA</b>	<b>FECHA</b>
Ing. Eugenia Mercedes Naranjo Vargas <b>PRESIDENTA DEL TRIBUNAL</b>	2022/03/07
Ing. Eduardo Francisco García Cabezas <b>DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN</b>	2022/03/07
Ing. Juan Carlos Cayán Martínez <b>MIEMBRO DE TRIBUNAL</b>	2022/03/07

## DEDICATORIA

A Dios y de manera especial a mis queridos padres Fausto y María que siempre han estado conmigo apoyándome y brindándome sus consejos para ser una persona de bien y útil para la sociedad.

A mis apreciados hermanos, Yuri, Fabián y Darwin que siempre me han apoyado y me han sabido aconsejar para enrumbarme en la vida

A mis adorables sobrinitas Luciana, Aitana y Romina quienes con su ternura e inocencia alegran a la familia y nos inspiran para seguir adelante.

A los amigos con quienes compartimos gratos y amargos momentos durante nuestra formación académica

**Roberto**

Dedico de manera especial a familia que me brindaron su ayuda y consideración, a mis padres que fueron parte importante en mi vida, brindándome su ayuda como su apoyo a conocidos y amigos que me brindaron su mano permitiendo ser una persona de bien.

A mis queridos hermanos Samantha y Samuel que me dieron consejos y ayuda a su manera de ser estando pendientes de mí, como de mi bienestar.

A mi sobrino Jonael y cuñado Santiago quienes estuvieron cerca tanto en lo buenos como en los malos momentos a mis Tíos que con sus pequeñas acciones me brindaron su apoyo procurando que pueda terminar con éxito este proyecto.

**Anthony**

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios padre, por todas las bendiciones derramadas sobre mi familia y permitirme compartir este logro junto a ellos.

A mis padres, por todo su amor, los consejos y el esfuerzo realizado para que pueda alcanzar mis metas, por su apoyo incondicional a pesar de las circunstancias y sobre todo por su ejemplo de superación y lucha. Todo se los debo a ellos.

A la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo en especial a la Carrera de ingeniería Industrial que un día me recibió en sus aulas permitiéndome formar profesionalmente. A los ingenieros que formaron parte de mi formación académica, de manera especial al Ingeniero Eduardo García, director del presente trabajo de titulación, sus conocimientos y apoyo fueron esenciales para culminar con éxito este documento.

**Roberto**

Agradezco a las Escuela Superior Politécnica de Chimborazo e ingenieros que me formaron durante mi proceso académico, en forma especial al ingeniero Eduardo García por su apoyo a lo largo de la elaboración de este proyecto como también a la carrea de ingeniera industrial que me recibió y me permitió fórmame como un profesional.

Agradezco a mi familia que me apoyaron durante este proceso estando siempre conmigo, a mis padres Adriana y Anthony que a pesar de los problemas que se puedan dar me apoyaron a lo largo de este proceso, a mis hermanos Samantha, y Samuel por darme su cariño, a mi cuñado y sobrino Santiago y Jonael por su apoyo y consejos como también a mis abuelos que fueron una parte importante en mi vida y las personas que estuvieron apoyando de una u otra manera como también a los que creyeron en mí y, Adiós por las bendiciones recibidas

**Anthony**

## TABLA DE CONTENIDO

INDICE DE TABLAS .....	x
INDICE DE FIGURAS .....	xii
ÍNDICE DE GRÁFICOS .....	xv
INDICE ANEXOS .....	xvi
RESUMEN .....	xvii
SUMMARY .....	xix
INTRODUCCIÓN .....	1

## CAPITULO I

1	MARCO REFERENCIAL.....	2
1.1	Antecedentes .....	2
1.2	Formulación del problema .....	2
1.3	Justificación .....	3
1.4	Alcance .....	4
1.5	Objetivos .....	4
1.5.1	<i>Objetivo General</i> .....	4
1.5.2	<i>Objetivos Específicos</i> .....	4

## CAPÍTULO II

2	MARCO TEÓRICO.....	5
2.1	Discapacidad motriz.....	6
2.1.1	<i>Trastornos motores</i> .....	6
2.1.2	<i>Trastornos neurológicos</i> .....	6
2.2	Parálisis cerebral .....	7
2.2.1	<i>Parálisis cerebral espástica</i> .....	7
2.2.2	<i>Parálisis cerebral aneroide</i> .....	7
2.2.3	<i>Parálisis cerebral atáxica</i> .....	8
2.3	Paraplejía .....	8
2.4	Miembros inferiores. ....	9
2.5	Planimetría del cuerpo humano .....	9
2.6	Goniometría de los miembros inferiores.....	11
2.6.1	<i>Rangos de Movimiento de los miembros inferiores.</i> ....	11

2.6.1.1	<i>Goniometría de la cadera</i> .....	11
2.6.2	<i>Goniometría de la rodilla</i> .....	12
2.6.3	<i>Goniometría del Tobillo</i> .....	13
2.7	<b>Rehabilitación de los miembros inferiores</b> .....	13
2.8	<b>Kinesioterapia</b> .....	14
2.8.1	<i>Kinesioterapia Activa</i> .....	14
2.8.2	<i>Kinesioterapia Pasiva</i> .....	14
2.9	<b>Tecnologías de la rehabilitación</b> .....	14
2.10	<b>La Automatización</b> .....	15
2.10.1	<i>Partes de la automatización</i> .....	16
2.11	<b>Software</b> .....	16
2.11.1	<i>SolidWorks</i> .....	16
2.11.2	<i>Arduino IDE</i> .....	17
2.11.3	<i>Python</i> .....	17
2.12	<b>Hardware</b> .....	18
2.12.1	<i>Placa Arduino</i> .....	18
2.12.2	<i>Driver control motor</i> .....	19
2.12.3	<i>Fuente de alimentación</i> .....	19
2.13	<b>Actuadores</b> .....	20
2.13.1	<i>Actuadores hidráulicos</i> .....	20
2.13.2	<i>Actuadores neumáticos</i> .....	20
2.13.3	<i>Actuadores Eléctricos</i> .....	21
2.13.3.1	<i>Motor de corriente continua</i> .....	21
2.14	<b>Sistemas de transmisión de movimiento</b> .....	21
2.14.1	<i>Transmisión por correas</i> .....	22
2.14.2	<i>Transmisión por engranajes</i> .....	22
2.14.3	<i>Tornillo de potencia</i> .....	23
2.15	<b>ISEN Sensores Inerciales</b> .....	23

### CAPÍTULO III

3	<b>MARCO METODOLÓGICO</b> .....	25
3.1	<b>Metodología de investigación</b> .....	25
3.1.1	<i>Design Thinking</i> .....	25
3.2	<b>Planteamiento de requerimientos</b> .....	26
3.2.1	<i>Requerimientos de los protocolos de rehabilitación</i> .....	26

3.2.2	<i>Requerimientos de diseño mecánico</i> .....	26
3.2.3	<i>Requerimientos de hardware</i> .....	26
3.2.4	<i>Requerimientos del software</i> .....	27
3.3	<b>Diseño preliminar</b> .....	27
3.3.1	<i>Selección de movimientos y rangos que genera el prototipo</i> .....	27
3.3.2	<i>Identificación de estatura, peso y dimensiones de extremidades.</i> .....	28
3.3.2.1	<i>Muestra para la toma de dimensiones de extremidades</i> .....	28
3.3.2.2	<i>Dimensiones de las extremidades</i> .....	29
3.4	<b>Diseño y construcción del prototipo</b> .....	30
3.4.1	<i>Boceto</i> .....	30
3.5	<b>Modelado CAD</b> .....	31
3.5.1	<i>Estructura</i> .....	32
3.5.1.1	<i>Análisis estático de la estructura</i> .....	33
3.5.2	<i>Sistema de elevación</i> .....	35
3.5.2.1	<i>Análisis estático del soporte</i> .....	38
3.5.2.2	<i>Selección del Motor para el sistema</i> .....	39
3.5.3	<i>Sistema para la inducción del movimiento A</i> .....	39
3.5.3.1	<i>Análisis estático de la base</i> .....	42
3.5.3.2	<i>Selección de rodamiento lineal</i> .....	44
3.5.3.3	<i>Selección de los actuadores</i> .....	45
3.5.4	<i>Diseño del mecanismo de inducción del movimiento B</i> .....	46
3.5.4.1	<i>Selección del motor para el sistema de inducción de movimiento B</i> .....	47
3.6	<b>Automatización del equipo</b> .....	49
3.6.1	<i>Controlador</i> .....	50
3.6.1.1	<i>Selección de controlador</i> .....	50
3.6.2	<i>Selección del driver para motor del actuador lineal eléctrico</i> .....	51
3.6.3	<i>Selección del driver para motor nema 23</i> .....	52
3.6.4	<i>Selección de fuente de alimentación</i> .....	52
3.6.5	<i>Selección de elementos de seguridad eléctrica</i> .....	53
3.6.6	<i>Botón paro de emergencia</i> .....	54
3.6.7	<i>Final de carrera</i> .....	54
3.6.8	<i>Luz piloto</i> .....	55
3.7	<b>Diagramas de conexión del prototipo</b> .....	55

3.7.1	<i>Diagrama general de conexión eléctrica</i> .....	55
3.7.2	<i>Diagrama de conexión electrónico</i> .....	56
3.7.2.1	<i>Mecanismo A - conexión de actuadores</i> .....	56
3.7.2.2	<i>Mecanismo B conexión de motor nema 23</i> .....	57
3.8	<b>Diseño de software del prototipo de rehabilitación.</b> .....	58
3.8.1	<i>Selección de la plataforma para creación de la interfaz grafica</i> .....	58
3.8.2	<i>Comunicación python- arduino.</i> .....	59
3.8.3	<i>Comunicación entre DB browser – Python</i> .....	61
3.8.4	<i>Descripción de funcionamiento de la aplicación</i> .....	62
3.8.5	<i>Programación en arduino</i> .....	64
3.8.5.1	<i>Diagrama de flujo de la programación en arduino.</i> .....	65
3.9	<b>Resultados</b> .....	68
3.10	<b>Validación de la base de datos</b> .....	68
3.10.1	<i>Validación de comunicación serial</i> .....	70
3.10.2	<i>Validación de los comandos de la interfaz</i> .....	71
3.11	<b>Pruebas de funcionalidad del prototipo</b> .....	74
3.11.1	<i>Pruebas de funcionalidad del sistema A</i> .....	74
3.12	<b>Rangos planteados vs obtenidos-sistema A</b> .....	77
3.13	<b>Pruebas de funcionalidad de sistema B</b> .....	70
3.14	<b>Rangos planteados vs obtenidos – sistema B</b> .....	80
3.14.1	<i>Pruebas con software I-SEN</i> .....	81
3.14.1.1	<i>Evaluación física del tobillo</i> .....	73
3.14.1.2	<i>Evaluación física de la cadera</i> .....	83
3.14.1.3	<i>Evolución de la rodilla</i> .....	85
4	<b>Gestión del Proyecto</b> .....	87
4.1	<b>Cronograma</b> .....	87
4.2	<b>Costos</b> .....	89
<b>CONCLUSIONES</b> .....		90
<b>RECOMENDACIONES</b> .....		91
<b>GLOSARIO</b>		
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>		
<b>ANEXOS</b>		

## INDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-2:</b>	Clasificación de la paraplejia de acuerdo a la zona afectada en la medula espina	8
<b>Tabla 2-2:</b>	Movimientos que se producen en cada plano del cuerpo humano.....	10
<b>Tabla 3-2:</b>	Dispositivos tecnológicos de rehabilitación .....	15
<b>Tabla 4-2:</b>	Continuación.....	15
<b>Tabla 1-3:</b>	Movimientos y rangos seleccionados.....	27
<b>Tabla 2-3:</b>	Movimientos y rangos seleccionados.....	28
<b>Tabla 3-3:</b>	Dimensiones de extremidades .....	29
<b>Tabla 4-3:</b>	Masa de los elementos que soporta la estructura.....	32
<b>Tabla 5-3:</b>	Propiedades del material en la estructura .....	33
<b>Tabla 6-3:</b>	Análisis de la tensión de von misess aplicado a la estructura.....	34
<b>Tabla 7-3:</b>	Análisis del desplazamiento resultantes en la estructura .....	35
<b>Tabla 8-3:</b>	Partes del sistema de elevación .....	36
<b>Tabla 9-3:</b>	Masas de los componentes que eleva el sistema .....	36
<b>Tabla 10-3:</b>	Propiedades del material en el soporte .....	37
<b>Tabla 11-3:</b>	Análisis de la tensión de von mises aplicado en soporte principal .....	38
<b>Tabla 12-3:</b>	Análisis de desplazamiento en soporte principal.....	38
<b>Tabla 13-3:</b>	Selección de motor para el sistema .....	39
<b>Tabla 14-3:</b>	Descripción de las partes del sistema de elevación .....	40
<b>Tabla 15-3:</b>	Sistema de sujeción y amortiguamiento del pie .....	41
<b>Tabla 16-3:</b>	Propiedades del material en el soporte .....	41
<b>Tabla 17-3:</b>	Análisis de la tensión de von misess aplicado a la base .....	42
<b>Tabla 18-3:</b>	Análisis deformación aplicado a la base .....	43
<b>Tabla 19-3:</b>	Análisis desplazamiento aplicado a la base.....	43
<b>Tabla 20-3:</b>	Comparación de los rodamientos lineales .....	44
<b>Tabla 21-3:</b>	Porcentaje de masa de las extremidades inferiores.....	45
<b>Tabla 22-3:</b>	Características de los diferentes actuadores .....	45
<b>Tabla 23-3:</b>	Características del actuador seleccionado .....	46
<b>Tabla 24-3:</b>	Descripción del sistema de inducción de movimiento B .....	47
<b>Tabla 25-3:</b>	Característica de los motores .....	48
<b>Tabla 26-3:</b>	Características de micro controlador.....	50
<b>Tabla 27-3:</b>	Características del drive.....	51
<b>Tabla 28-3:</b>	Características de driver.....	52
<b>Tabla 29-3:</b>	Voltaje y amperaje requerido por los elementos que constituyen el prototipo ...	53
<b>Tabla 30-3:</b>	Características del final de carrera .....	55

<b>Tabla 31-3:</b>	Descripción de los pines utilizados .....	56
<b>Tabla 32-3:</b>	Pines de conexión –Mecanismo B .....	57
<b>Tabla 33-3:</b>	Plataformas para creación de interfaz grafica.....	59
<b>Tabla 34-3:</b>	Pruebas de funcionalidad sistema A – P 1 .....	75
<b>Tabla 35-3:</b>	Pruebas de funcionalidad sistema A – P 2 .....	76
<b>Tabla 36-3:</b>	Resultados obtenidos del sistema A –P 1 .....	76
<b>Tabla 37-3:</b>	Resultados obtenidos del sistema A –P 2.....	77
<b>Tabla 38-3:</b>	Rangos planteados vs obtenidos sistema A .....	77
<b>Tabla 39-3:</b>	Pruebas de funcionalidad del sistema B .....	70
<b>Tabla 40-3:</b>	Resultados obtenidos sistema B .....	70
<b>Tabla 41-3:</b>	Rangos planteados vs obtenidos- sistema B .....	80
<b>Tabla 42-3:</b>	Cronograma del proyecto.....	87
<b>Tabla 43-3:</b>	Costos del proyecto.....	88

## INDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-2:</b>	Clasificación de la parálisis cerebral espástica .....	7
<b>Figura 2-2:</b>	Gráfica de la medula espinal .....	9
<b>Figura 3-2:</b>	Extremidades inferiores del cuerpo humano.....	9
<b>Figura 4-2:</b>	Plano que dividen al cuerpo humano .....	10
<b>Figura 5-2:</b>	Movimiento de abducción y aducción de la cadera .....	12
<b>Figura 6-2:</b>	Movimientos de extensión y flexión de la cadera .....	12
<b>Figura 7-2:</b>	Rotación interno y externo de la cadera.....	12
<b>Figura 8-2:</b>	Movimiento de extensión y flexión de la rodilla .....	13
<b>Figura 9-2:</b>	Movimiento de extensión y flexión del tobillo .....	13
<b>Figura 10-2:</b>	Software .....	16
<b>Figura 11-2:</b>	Interfaz solidworks 2018 .....	17
<b>Figura 12-2:</b>	Logo solidworks .....	17
<b>Figura 13-2:</b>	Logo python .....	18
<b>Figura 14-2:</b>	Tipos de placa arduino .....	18
<b>Figura 15-2:</b>	Controlador dual puente H-L298.....	19
<b>Figura 16-2:</b>	Fuente de alimentación conmutada .....	20
<b>Figura 17-2:</b>	Partes de un motor dc .....	21
<b>Figura 18-2:</b>	Transmisión por poleas .....	22
<b>Figura 19-2:</b>	Transmisión por engranajes.....	23
<b>Figura 20-2:</b>	Tornillo de potencia - Rosca cuadrada .....	23
<b>Figura 1-3:</b>	Curvas de estatura y peso de niños.....	28
<b>Figura 2-3:</b>	Boceto del prototipo .....	30
<b>Figura 3-3:</b>	Diseño estructural del prototipo .....	31
<b>Figura 4-3:</b>	Sistema de elevación .....	35
<b>Figura 5-3:</b>	Diseño del soporte del espaldar .....	37
<b>Figura 6-3:</b>	Tecla Century de 150 kg .....	39
<b>Figura 7-3:</b>	Partes del sistema de inducción de movimiento A.....	40
<b>Figura 8-3:</b>	Sistema de sujeción y amortiguamiento del pie.....	41
<b>Figura 9-3:</b>	Rodamiento lineal BBE12U .....	44
<b>Figura 10-3:</b>	Actuador lineal PA-14AP.....	46
<b>Figura 11-3:</b>	Elementos del sistema de inducción de movimiento B.....	47
<b>Figura 12-3:</b>	Diagrama de cuerpo libre del torque que ejerce el pie.....	48
<b>Figura 13-3:</b>	Motor paso a paso NEMA 23 .....	49

<b>Figura 14-3:</b>	Placa Arduino.....	51
<b>Figura 15-3:</b>	Driver vnh2sp30.....	51
<b>Figura 16-3:</b>	Modulo-driver TB 6560.....	52
<b>Figura 17-3:</b>	Fuente conmutada 12v-20 A.....	53
<b>Figura 18-3:</b>	Botón paro de emergencia.....	54
<b>Figura 19-3:</b>	Final de carrera.....	54
<b>Figura 20-3:</b>	Final de carrera.....	55
<b>Figura 21-3:</b>	Esquema de conexión eléctrico.....	56
<b>Figura 22-3:</b>	Esquema de conexión de los actuadores.....	57
<b>Figura 23-3:</b>	Conexión drive TB 6560 con el motor nema 23.....	58
<b>Figura 24-3:</b>	Fuente de descarga del programa Python.....	59
<b>Figura 25-3:</b>	Fuente de descarga pyserial 3.5.....	60
<b>Figura 26-3:</b>	Configuración paquete pyserial 3.5.....	60
<b>Figura 27-3:</b>	Comunicación python-arduino.....	61
<b>Figura 28-3:</b>	Interfaz de DB browser.....	61
<b>Figura 29-3:</b>	Desarrollo de la tabla de la base de datos.....	62
<b>Figura 30-3:</b>	Interacción entre python y bd browser.....	62
<b>Figura 31-3:</b>	Interfaz de la base de datos.....	63
<b>Figura 32-3:</b>	Interfaz gráfica para el sistema A.....	63
<b>Figura 33-3:</b>	Interfaz gráfica del sistema B.....	64
<b>Figura 34-3:</b>	Prototipo terminado.....	68
<b>Figura 35-3:</b>	Interfaz gráfica de registro de datos.....	69
<b>Figura 36-3:</b>	Información agregada a la base de datos en DB Browser.....	69
<b>Figura 37-3:</b>	Datos anteriores de la base de datos.....	70
<b>Figura 38-3:</b>	Datos actualizados.....	70
<b>Figura 39-3:</b>	Comprobación comunicación de idle de python.....	71
<b>Figura 40-3:</b>	Comprobación comunicación CMD de Windows.....	71
<b>Figura 41-3:</b>	Comprobación de los commandbutton con idle shell.....	72
<b>Figura 42-3:</b>	Comprobación envió de información cmd windows.....	72
<b>Figura 43-3:</b>	Comprobación del cierre de la interfaz idle de python.....	73
<b>Figura 44-3:</b>	Comprobación envió de información IDLE Python.....	73
<b>Figura 45-3:</b>	Comprobación envió de información CMD.....	73
<b>Figura 46-3:</b>	Comprobación del cierre de la interfaz.....	74
<b>Figura 47-3:</b>	Posicionamiento inicial de los infantes.....	75
<b>Figura 48-3:</b>	Posicionamiento de sensores inerciales.....	82
<b>Figura 49-3:</b>	Posicionamiento de sensores inerciales - Tobillo.....	82
<b>Figura 50-3:</b>	Extracto del informe ISEN - Tobillo.....	83

<b>Figura 51-3:</b>	Posicionamiento de sensores inerciales -Cadera.....	84
<b>Figura 52-3:</b>	Extracto del informe ISEN- Cadera.....	84
<b>Figura 53-3:</b>	Posicionamiento de sensores inerciales - Rodilla .....	85
<b>Figura 54-3:</b>	Extracto del informe ISEN- Rodilla .....	85

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1-3:</b>	Estructura de la metodología Design Thinking .....	25
<b>Gráfico 2-3:</b>	Estructura del diseño y construcción del prototipo.....	30
<b>Gráfico 3-3:</b>	Análisis de vigas.....	33
<b>Gráfico 4-3:</b>	Diagrama de flujo de la programación en arduino .....	65
<b>Gráfico 5-3:</b>	Diagrama de flujo selección de parámetros para el sistema A.....	66
<b>Gráfico 6-3:</b>	Diagrama de flujo selección de parámetros para el sistema B. ....	66
<b>Gráfico 7-3:</b>	Diagrama de flujo funcionamiento de los sistemas. ....	67
<b>Gráfico 8-3:</b>	Gráfica grados vs tiempo. ....	83
<b>Gráfico 9-3:</b>	Gráfica grados vs tiempo – Cadera. ....	84
<b>Gráfico 10-3:</b>	Gráfica grados vs tiempo- Rodilla.....	86

## **INDICE DE ANEXOS**

- ANEXO A:** TABLAS DE ESTATURA Y PESO DE NIÑOS Y NIÑAS ENTRE 5 Y 19 AÑOS DE EDAD
- ANEXO B:** MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS Y REGISTRO FOTOGRÁFICO DE LA ACTIVIDAD
- ANEXO C:** DATASHEET DE COMPONENTES DEL EQUIPO
- ANEXO D:** PLANOS DEL PROTOTIPO
- ANEXO E:** ANÁLISIS ESTÁTICOS
- ANEXO F:** PROGRAMACIÓN DE INTERFAZ, BASE DE DATOS Y ARDUINO
- ANEXO G:** DIAGRAMAS DE CONEXIONES GENERAL ELECTRÓNICO

## RESUMEN

El presente proyecto tuvo como objetivo desarrollar un prototipo electromecánico automatizado para la inducción de movimiento en los miembros inferiores de niños con problemas neurológicos y de paraplejía. La metodología empleada fue Design Thinking, la misma que definió como situación crítica la rehabilitación y ejercitación de refuerzo motriz de los niños. Luego, se estableció un diseño ajustable a la antropometría en estudio, se obtuvo su geometría y se realizó un análisis estático del prototipo en ANSYS, tomando como carga crítica una fuerza de 1177,2 N; con esto, se verificó que los esfuerzos y deformaciones obtenidas son admisibles. Para la automatización del prototipo, se realizó la programación de las rutinas de ejercicios y se definió como parámetros mandatorios: la velocidad, tiempo de funcionamiento y avance de los actuadores lineales. Como última etapa, se diseñó la interfaz gráfica en Python que consta de un menú de registro de datos personales del paciente y botones de programación de los parámetros de funcionamiento de movimientos de flexo – extensión (Sistema A) y de rotación interna – externa (Sistema B). La funcionalidad del prototipo se evaluó mediante el método de Rula y se obtuvo un rango de movilidad en la cadera de (24 – 53) °, en la rodilla (22 - 47) °, en el tobillo (2 – 8) °, en rotación interna de (20 – 22) ° y externa de (9 – 10) °; cuyos valores están dentro de los admisibles en el software ISEN. Con esto, se obtuvo una eficiencia de 93% en el sistema A y 89,5% en el sistema B. Se concluye que el prototipo permite ubicar al paciente en postura de bipedestación e induce en él movimientos de flexión en la cadera y miembros inferiores con diferentes intensidades. Se recomienda implementar en el prototipo un sistema de electroterapia para fortalecer la rehabilitación de miembros inferiores.

**Palabras clave:** < PROTOTIPO ELECTROMECAÁNICO >, < MIEMBROS INFERIORES>, <REHABILITACIÓN>, < ANTROPOMETRÍA>, <MÉTODO RULA>.



## RESUMEN

El presente proyecto tuvo como objetivo desarrollar un prototipo electromecánico automatizado para la inducción de movimiento en los miembros inferiores de niños con problemas neurológicos y de paraplejía. La metodología empleada fue Design Thinking, la misma que definió como situación crítica la rehabilitación y ejercitación de refuerzo motriz de los niños. Luego, se estableció un diseño ajustable a la antropometría en estudio, se obtuvo su geometría y se realizó un análisis estático del prototipo en ANSYS, tomando como carga crítica una fuerza de 1177,2 N; con esto, se verificó que los esfuerzos y deformaciones obtenidas son admisibles. Para la automatización del prototipo, se realizó la programación de las rutinas de ejercicios y se definió como parámetros mandatorios: la velocidad, tiempo de funcionamiento y avance de los actuadores lineales. Como última etapa, se diseñó la interfaz gráfica en Python que consta de un menú de registro de datos personales del paciente y botones de programación de los parámetros de funcionamiento de movimientos de flexo – extensión (Sistema A) y de rotación interna – externa (Sistema B). La funcionalidad del prototipo se evaluó mediante el método de Rula y se obtuvo un rango de movilidad en la cadera de (24 – 53) °, en la rodilla (22 - 47) °, en el tobillo (2 – 8) °, en rotación interna de (20 – 22) ° y externa de (9 – 10) °; cuyos valores están dentro de los admisibles en el software ISEN. Con esto, se obtuvo una eficiencia de 93% en el sistema A y 89,5% en el sistema B. Se concluye que el prototipo permite ubicar al paciente en postura de bipedestación e induce en él movimientos de flexión en la cadera y miembros inferiores con diferentes intensidades. Se recomienda implementar en el prototipo un sistema de electroterapia para fortalecer la rehabilitación de miembros inferiores.

**Palabras clave:** <PROTOTIPO ELECTROMECAÁNICO> <REHABILITACIÓN>  
<ANTROPOMETRÍA> <REFUERZO MOTRIZ> <MÉTODO RULA>.

0909-DBRA-UPT-2022

**ESPOCH - DBRAI**  
PROCESOS TÉCNICOS Y ANÁLISIS  
BIBLIOGRÁFICO Y DOCUMENTAL



13 MAY 2022

REVISIÓN DE RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Por: [Firma] Hora: 09:50

## SUMMARY

The objective of this project was to develop an automated electromechanical prototype for the induction of movement in the lower limbs of children with neurological problems and paraplegia. The methodology used was Design Thinking, the same one that defined the rehabilitation and exercise of motor reinforcement of children as a critical situation. Then, a design adjustable to the anthropometry under study was established, its geometry was obtained and a static analysis of the prototype was performed in ANSYS, taking a force of 1177.2 N as a critical load; With this, it was verified that the stresses and strains obtained are admissible. For the automation of the prototype, the programming of the exercise routines was carried out and the following mandatory parameters were defined: the speed, operating time and advance of the linear actuators. As a final stage, the graphical interface was changed in Python, which consists of a menu for registering the patient's personal data and programming buttons for the operating parameters of flexo-extension movements (System A) and internal-external rotation (System A). B). The functionality of the prototype was evaluated using the Rula method and a range of motion was obtained in the hip of (24 - 53) °, in the knee (22 - 47) °, in the ankle (2 - 8) °, in internal rotation of (20 – 22) ° and external rotation of (9 – 10) °; what are the values within those admissible in the ISEN software. With this, an efficiency of 93% was obtained in system A and 89.5% in system B. It is concluded that the prototype allows the patient to be placed in a standing position and induce flexion movements in the hip and lower limbs. with different intensities. It is recommended to implement an electrotherapy system in the prototype to strengthen the rehabilitation of lower limbs.

**Keywords:** < ELECTROMECHANICAL PROTOTYPE >, < LOWER LIMBS>, <REHABILITATION>, < ANTHROPOMETRY>, <RULA METHOD>.

## SUMMARY

The objective of this project was to develop an automated electromechanical prototype for the induction of movement in the lower limbs of children with neurological problems and paraplegia. The methodology used was Design Thinking, which defined as a critical situation the rehabilitation and exercise of motor reinforcement of children. Then, an adjustable design to the anthropometry under study was established, its geometry was obtained and a static analysis of the prototype was performed in ANSYS, taking as critical load a force of 1177.2 N; with this, it was verified that the efforts and deformations obtained are admissible. For the automation of the prototype, the programming of the exercise routines was developed and the following parameters were defined as mandatory: speed, operating time and feed rate of the linear actuators. As a last stage, the graphic interface was designed in Python, consisting of a menu for recording the patient's personal data and buttons for programming the operating parameters of flexion-extension movements (System A) and internal-external rotation (System B). The functionality of the prototype was evaluated using the Rula method and a range of mobility was obtained in the hip of (24 - 53)°, in the knee (22 - 47) °, in the ankle (2 8) °, in internal rotation of (20 - 22)° and external (9 - 10)°; whose values are within the admissible in the ISEN software. With this, an efficiency of 93% in system A and 89.5% in system B was obtained. It is concluded that the prototype allows the patient to be placed in a standing position and induces flexion movements in the hip and lower limbs with different intensities. It is recommended to implement in the prototype an electrotherapy system to strengthen the rehabilitation of lower limbs.

Keywords: < ELECTROMECHANICAL PROTOTYPE> <REHABILITATION>  
<ANTHROPOMETRY> <MOTOR STRENGTHENING> <RULE METHOD>.



Mgs. Mónica Paulina Castillo Niama.  
C.I. 060311780-5

## INTRODUCCIÓN

La discapacidad motriz da origen a una serie de alteraciones las cuales reducen la capacidad de desplazamiento, manipulación incluso la respiración, estas limitaciones impiden el desarrollo personal y social de quienes las padecen y por ende a su entorno familiar.

Las discapacidades motrices pueden ser a causa de un trastorno neurológico como la parálisis cerebral o debido a los trastornos motores, este último causa afecciones a los huesos, articulaciones, extremidades y músculos, estos se presentan en el nacimiento o pueden ser producto de una lesión a nivel medular.(Mondragón & Lobera, 2014). La rehabilitación una parte esencial en la cobertura sanitaria universal, pues mediante esta se busca que los niños, los adultos o las personas mayores que padecen algún tipo de discapacidad alcancen cierto nivel de independencia que les permite participar en actividades educativas, laborales y recreativas. (OMS, 2020).

La vinculación de la tecnología en los diferentes campos del desarrollo humano ha contribuido para dar solución a las diferentes problemáticas o dificultades que se presentan en cada uno de estos campos, destacando los últimos años en el área de la rehabilitación, ya que ha dado origen a la creación de equipos robóticos automatizados orientados la asistencia en intervenciones quirúrgicas, a la rehabilitación motora y cerebro vascular, todo esto con la finalidad de mejorar significativamente la calidad de vida de las personas que padecen algún tipo de discapacidad (Acevedo & Bravo, 2017).

Mediante el desarrollo de este proyecto se busca generar un prototipo electromecánico automatizado para la inducción de movimiento en los miembros inferiores en niños con problemas neurológicos y de paraplejía. Para la generación de este prototipo se parte de una investigación descriptiva, de esta se obtiene la información que permita identificar el origen, las afecciones que causan y los protocolos de rehabilitación de los problemas neurológicos y la paraplejía, luego se identifica los requerimientos que se originan de los protocolos de rehabilitación, *software* y *hardware*, esta etapa es fundamental para establecer las características mecánicas que debe reunir nuestro prototipo y los elementos que lo constituyen, se procede a la construcción del equipo y se finaliza con las pruebas de funcionalidad.

# CAPITULO I

## 1. MARCO REFERENCIAL

### 1.1 Antecedentes

La función principal de miembros inferiores es dar soporte el cuerpo humano, por lo tanto, para cumplir a cabalidad su objetivo este reúne ciertas características que lo diferencia de su homólogo superior (miembros superiores), las extremidades inferiores cuentan con un esqueleto óseo más masivo, articulaciones más volumétricas, estables y una mejor musculatura (Dufour, 2012).

La rehabilitación es una de las grandes herramientas para el restablecimiento de la movilidad de los pacientes, se tiene un amplio conocimiento acerca de la importancia de un inicio temprano del tratamiento en diversas patologías (Guzmán, C; *et al.* 2019, p. 22). La ingeniería de la rehabilitación data de la segunda guerra mundial. James Reswick, pionero de este campo, define a la ingeniería de rehabilitación como la aplicación de la ciencia y la tecnología para disminuir las limitaciones de individuos con discapacidad (Martínez & Ríos, 2016, p.100).

Hoy en día existe una variedad de equipos para la rehabilitación de extremidades inferiores, estos se diferencian entre sí por las fases del tratamiento que asisten , en la etapa inicial brindan soporte a los pacientes que presenta una capacidad de movimiento reducida o nula, en la segunda fase de rehabilitación estos equipos contribuyen al mejoramiento de la movilidad y la recuperación de la fuerza, por último, tenemos la tercera fase donde los equipos orientados a la parte funcional, estos buscan completar la movilidad (Araujo, P; *et al.* 2011, pp. 18).

En los últimos años se ha presentado interés en desarrollar equipos electromecánicos dirigidos a la rehabilitación de los miembros inferiores. En el año de 1999 Sakaki lanza al mercado una maquina diseñada para ejecutar ejercicios terapéuticos para inducir movimientos en las articulaciones de la cadera y rodilla, durante la terapia de rehabilitación el paciente permanecía acostado (Guzmán, C; *et al.* 2019, p. 25).

El grupo de investigación automatización y producción de la facultad de mecánica de la ESPOCH (AUTOPRO) constantemente se encuentra generando soluciones a las diferentes problemáticas que se presentan en el ámbito de la rehabilitación física, es así que mediante conocimientos en el área de diseño, automatización, electrónica y programación ha desarrollado una serie de prototipos que han permitido asegurar una rehabilitación efectiva, mejorando los equipos existentes y reduciendo costos de adquisición.

### 1.2 Formulación del problema

En la actualidad el porcentaje de personas que padecen de discapacidad física es considerable, de los cuales un gran numero son niños. Las discapacidades causan limitaciones, no solo a nivel funcional, también impide que la persona pueda desenvolverse en ciertos campos de la sociedad.

Un elevado número de niños que padecen discapacidad en sus miembros inferiores no recibe un adecuado tratamiento que le permita mejorar su condición médica y calidad de vida. Uno de los factores principales que imposibilita a los niños a recibir los tratamientos de rehabilitación es la situación económica de su círculo familiar, pues en las terapias intervienen equipos tecnológicos especializados de un valor representativo y profesionales altamente capacitados en el tema.

Hoy en día la presencia de estos equipos en el país no es común, por lo tanto, la rehabilitación se realiza de manera convencional, esto conlleva a que su recuperación sea lenta y en ciertos casos ineficiente. Otra limitación que se presenta son los escasos centros públicos especializados en esta área sumada a la alta demanda existen.

Considerando las dificultades antes mencionadas la asociación de familiares de personas excepcionales de Chimborazo (AFAPECH) brinda un apoyo en el cuidado y enseñanza especial, a los niños con parálisis cerebral, con miras a lograr la integración e inclusión familiar y social, potenciando sus destrezas y habilidades. Al momento cuentan con 12 niños los cuales reciben atención en el área pedagógica, así como también rehabilitación física siendo esta última donde se les dificulta brindar una rehabilitación adecuada debido a la carencia de equipos tecnológicos especializados capaces de adaptarse a las necesidades de los niños y jóvenes que asisten a la institución. Es así que nace la necesidad de brindar un aporte que permita a la institución a solventar esta problemática, para lo cual se propone el desarrollo de un equipo electromecánico automatizado para la inducción de movimiento en los miembros inferiores de los niños con problemas neurológicos y de paraplejia.

### **1.3 Justificación**

En el transcurso de los últimos años en el país se viene ejecutando el plan toda una vida cuyo objetivo favorecer la inclusión de las personas con discapacidad a la vida económica y social para lograr el avance de las sociedades iberoamericanas, romper el círculo de pobreza – desigualdad; y alcanzar niveles de inclusión de acuerdo con los objetivos de desarrollo sostenible.

En la provincia de Chimborazo los niños registrados con discapacidad alcanzan la cifra de 610, de los cuales el 34, 59% padece de algún tipo de discapacidad física

La aplicación de la tecnología ha contribuido a dar solución a las problemáticas que se presentan en las industrias, destacando en el campo de la medicina, está ha permitido la generación de equipos robóticos capaces de asistir en la rehabilitación e intervenciones quirúrgicas. Estos dispositivos conjuntamente con la terapia convencional buscan mejora la calidad de vida de manera significativa de los pacientes, asegura una rehabilitación eficiente y eficaz en un corto lapso de tiempo

Mediante el desarrollo este proyecto se busca brindar un aporte para contrarrestar la problemática antes mencionada, por lo tanto, se ha considerado necesario la creación de un prototipo cuyas

características se adapten a las necesidades tanto del paciente como a los protocolos de rehabilitación de los miembros inferiores de los infantes de 4 a 12 años de edad. En el país el acceso a los equipos de rehabilitación es limitado debido a su alto valor comercial, este es otro factor que hemos considerado importante a la hora de desarrollar este proyecto.

## **1.4 Alcance**

El proyecto consiste en el desarrollo de un prototipo electromecánico para la inducción de movimiento en los miembros inferiores de los niños con problemas neurológicos y de paraplejía.

Este prototipo debe replicar los movimientos acordes a la goniometría de los miembros inferiores de niños cuyas edades sean de 4 a 12 años de edad, reunirá ciertas características que le permitan adaptarse a las medidas antropométricas de los mismos.

Para constatar que el prototipo cuenta con un diseño mecánico adecuado se realizara estudios estáticos de los elementos o piezas que lo conformen. En la etapa de automatización de los sistemas del prototipo se empleará software de acceso libre.

Con la finalidad de evaluar si el prototipo se encuentra bajo los parámetros establecidos se realizará pruebas de funcionalidad donde se constatará que los grados que este genera sean semejantes a los propuestos, esto también se comprobará con la ayuda del software ISEN sensores inerciales.

## **1.5 Objetivos**

### ***1.5.1 Objetivo General***

Desarrollar un prototipo electromecánico automatizado para la inducción de movimiento en los miembros inferiores en niños con problemas neurológicos y de paraplejía

### ***1.5.2 Objetivos Específicos***

- Realizar un estudio del arte sobre protocolos de ejercitación y rehabilitación para niños con problemas neurológicos y de paraplejía.
- Emplear una herramienta CAD para el modelado de los mecanismos capaces de adaptarse a los miembros inferiores de los niños con la afección caso de estudio para la inducción de movimientos que se ajusten a los protocolos de rehabilitación determinados.
- Seleccionar el hardware y software necesario para la automatización del prototipo electromecánico y la generación de una interfaz gráfica de configuración respectivamente.
- Implementar el prototipo y mediante pruebas de funcionalidad determinar su eficiencia.
- Analizar las posturas de un paciente en el prototipo empleando el software ISEN y sensores inerciales.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO TEÓRICO

Según Ceres & Pons (2018) en su tesis doctoral “Sistema robótico ambulatorio de rehabilitación de marcha. Solución integrada de inducción de movimientos y descarga parcial de peso del paciente” concluye lo siguiente:

Todo ello que este nuevo dispositivo supone un beneficio claro para aquellas personas que presentan alto déficit de movilidad, como los pacientes con lesión medular incompleta. Gracias a los resultados obtenidos de los experimentos realizados, se ofrece así una alternativa a los dispositivos robóticos actuales que puede tener un impacto favorable a nivel metabólico, fisiológico y psicológico, al poder realizar una marcha natural y segura en un entorno real, todo ello compatible y complementario con otros programas regulares de rehabilitación (Ceres & Pons, 2018, p. 22).

#### **Comentario**

Los beneficios que aportan las nuevas tecnologías, así como los equipos robóticos empleados en la rehabilitación de personas con déficit de movilidad en las extremidades inferiores son muy amplios garantizando una terapia de calidad y eficiente.

Jessica Peñafiel (2015) en su trabajo de titulación denominado “Reeducación de la marcha en pacientes con problemas neurológicos mediante la aplicación de un equipo electromecánico creado para el efecto, en pacientes que acuden a ASOPLEJICAT” concluye:

- La fuerza muscular de los pacientes se incrementó en un 50% en la flexión, extensión, rotación interna y externa influyendo en la mejoría de su marcha
- La marcha de los pacientes se normalizo en un 25% y las personas con marcha hemipléjica disminuyeron en un 35% mejorando su cadencia y biomecánica de la marcha (Peñafiel, 2015, p.10).

#### **Comentario**

Los resultados obtenidos en la reeducación de la marcha mediante el equipo electromecánico son evidentes asegurándonos que es posible reducir las afecciones que se pueden presentar en la marcha de los pacientes con problemas neurológicos mejorando así su condición física y su calidad de vida.

Ávila Edgar (2017), en su tesis de ingeniería titulada “Diseño CAD y análisis CAE de una estructura de exoesqueleto para persona adulta con paraplejía” recomienda:

Realizar un análisis más profundo empleando otros softwares que estudian la anatomía del cuerpo humano y su respectivo movimiento. Complementando el diseño con estos nuevos softwares de análisis corporal se podrá tener un resultado más exacto del diseño que cumpla con alta precisión todas las condiciones reales del movimiento

## **Comentario**

Es fundamental realizar este tipo de análisis para asegurar que el diseño del prototipo desarrollado se encuentra bajo los parámetros requeridos para así asegurar que la rehabilitación sea efectiva.

### **2.1 Discapacidad motriz**

La discapacidad motriz origina una serie de alteraciones las cuales reducen la capacidad de desplazamiento, manipulación incluso la respiración, estas limitaciones impiden el desarrollo personal y social de quienes las padecen y por ende a su entorno familiar. Estas limitaciones se producen cuando existen alteraciones en los músculos, huesos y articulaciones, de igual manera, cuando existen lesiones en la parte del cerebro encargada del área motriz impidiendo a las personas realizar movimientos con precisión (Mondragón & Lobera, 2014, p. 35). g

La discapacidad motriz se origina de los siguientes trastornos:

- Trastornos motores
- Trastornos neurológicos

#### ***2.1.1 Trastornos motores***

Estos trastornos causan afecciones a las articulaciones, extremidades y músculos del cuerpo humano, pueden presentarse en nacimiento, como consecuencia de enfermedades como la tuberculosis y producto de lesiones medulares que pueden afectar la comunicación del cerebro con las extremidades del cuerpo (Mondragón & Lobera, 2014, p. 71).

#### ***2.1.2 Trastornos neurológicos***

Estos trastornos neurológicos son patologías que afectan al sistema nervioso central y periférico, por lo tanto, estos ocasionan afecciones a distintos sistemas y partes del cuerpo humano, como son el cerebro, la médula espinal, los nervios craneales y periféricos, las raíces nerviosas, el sistema nervioso autónomo, la placa neuromuscular y los músculos (Zambrano & Luna, 2019).

Este tipo de trastorno genera discapacidad motriz cuando el daño se genera en la parte encargada de procesar y transmitir el movimiento a las distintas partes del cuerpo (lóbulo frontal).

Los trastornos motrices pueden originarse debido a factores congénitos, hereditarios y los adquiridos en la etapa post natal. La parálisis cerebral representa la causa más frecuente que da origen a las discapacidades de tipo motriz, su diagnóstico suele darse cuando los infantes alcanzan 2 a 4 años de edad gracias a que se puede observar un retraso en el desarrollo motor del niño.

## 2.2 Parálisis cerebral

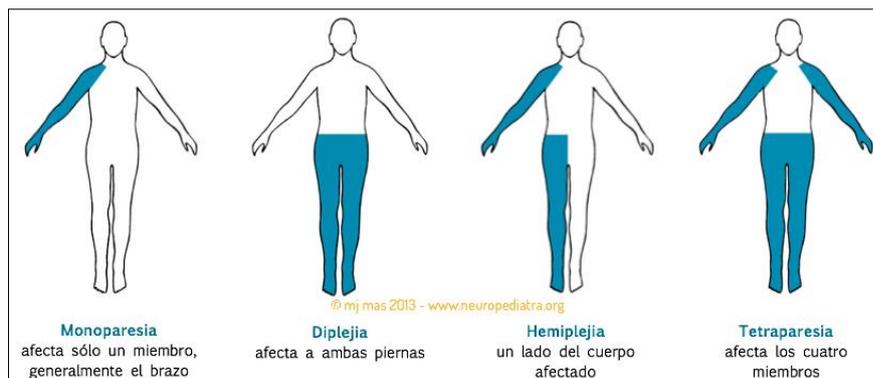
La parálisis cerebral comprende un grupo de trastornos que limitan el desarrollo del movimiento y la postura. Las alteraciones en la percepción, sensación, cognición, comunicación y conducta, las epilepsias y los problemas musculo esqueléticos a menudo se hacen presentes con los trastornos motores de la parálisis cerebral (Victorio, 2020). Existen 3 tipos de PC que son:

- Espástica
- Aneroide
- Atáxica

### 2.2.1 Parálisis cerebral espástica

El 70% de los infantes que padecen de parálisis cerebral es de tipo espástica, esta provoca que los músculos sean rígidos y carezcan de fuerza. De acuerdo a la rigidez que se presente se clasifican en:

- *Cuadriplejia*: afectan ambos brazos y ambas piernas
- *Diplejía*: Las piernas más que los brazos
- *Hemiplejia*: Solo un brazo y una pierna
- *Paraplejia*: la parte inferior del cuerpo



**Figura 1-2:** Clasificación de la parálisis cerebral espástica

**Fuente:** (Victorio, 2020).

### 2.2.2 Parálisis cerebral aneroide

La parálisis aneroide genera movimientos de contorsión, los cuales suelen ser bruscos e involuntarios, estos movimientos son más severos cuando las emociones se hacen presentes y se neutralizan cuando el infante duerme. La parálisis aneroide representa el 20% de los niños que sufren PC.

### 2.2.3 Parálisis cerebral atáxica

La ataxia impide al infante realizar movimientos controlados y coordinados, esto suele afectar en la marcha, Este tipo de parálisis se hace presente en el 5% de niños con PC (Victorio, 2020).

### 2.3 Paraplejia

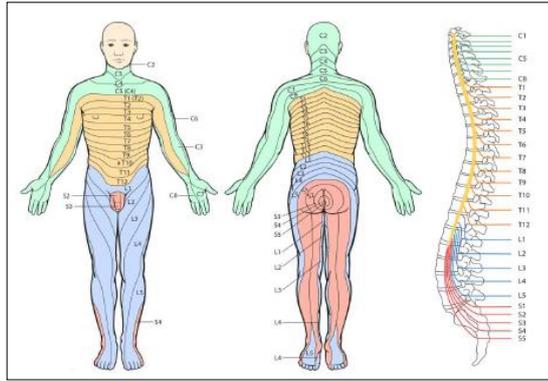
La paraplejia se define como la parálisis de las extremidades inferiores consecuencia de una lesión medular o una parálisis cerebral que causan afecciones a las vías motoras, las personas que padecen de paraplejia afrontan severos cambios en su cuerpo los cuales les generan dependencia para realizar sus actividades diarias, alteran su imagen corporal, reducen la interacción social y crean un sentimiento de pérdida de control y de alteración en la integridad del ser (Moreno & Amaya, 2019).

**Tabla 1-2:** Clasificación de la paraplejia de acuerdo a la zona afectada en la medula espinal

CLASIFICACIÓN	DESCRIPCIÓN
Paraplejia T1-T9	Las lesiones generadas a partir de T1 no generan la pérdida de la inervación y las funciones de los músculos de los miembros superiores. Las personas que presentan lesiones a partir de T6 cuentan con un mejor control del tronco, esto les permite adquirir ciertas destrezas en la silla de ruedas Las lesiones entre T2 y T9 permiten que realizar bipedestación profiláctica con bipedestadores, en paralelas y apoyo de andadores o muletas.
Paraplejia T10-L1	Los pacientes que presentan este tipo de lesión son capaces de realizar bipedestación independiente y marcha terapéutica asistida, estas actividades les generan un desgaste energético y articular en sus miembros superiores representativo.
Paraplejia L2-S5	Estas lesiones son las más leves, permite una independencia funcional permitiendo a los pacientes realizar todas las actividades de autocuidado, movilidad entre otras actividades para su desarrollo diario. Las personas con lesiones con nivel L2 pueden realizar marcha con dispositivos que los asista, aunque precisaran de una silla de ruedas autopropulsable para su desplazamiento de un lugar a otro Las lesiones con nivel L3 a S1 permiten que el paciente realice una marcha funcional

Fuente:(Strassburguer et al., 2008)

Realizado por: Vallejo, R., Mangui, A., 2021



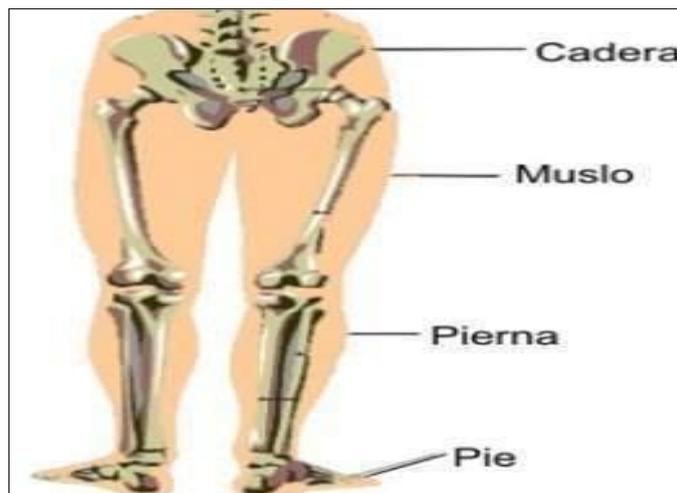
**Figura 2-2:** Gráfica de la médula espinal

Fuente: (Strassburguer et al., 2008)

## 2.4 Miembros inferiores

La función principal de miembros inferiores es dar soporte el cuerpo humano por lo tanto para cumplir a cabalidad su objetivo este reúne ciertas características que lo diferencia de su homólogo superior (miembros superiores), las extremidades inferiores cuentan con un esqueleto óseo más masivo, articulaciones más volumétricas y estables y una mejor musculatura (Dufour, 2012).

Los miembros inferiores pueden verse afectadas por diferentes lesiones de origen físico y neurológico por lo tanto es esencial que se inicie una rehabilitación temprana, si bien esto no asegurara una recuperación completa, pero ayudara mejorar la calidad de vida de las personas que padezcan afecciones a estas extremidades

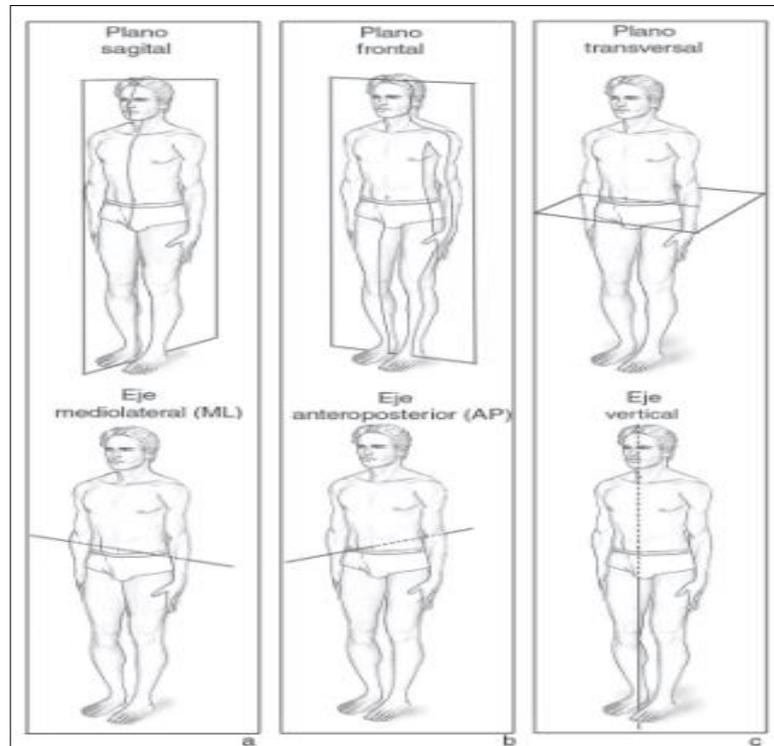


**Figura 3-2:** Extremidades inferiores del cuerpo humano

Fuente: (Dufour, 2012).

## 2.5 Planimetría del cuerpo humano

El cuerpo humano se encuentra dividido por el plano sagital, frontal o coronal y el transversal axial, estos planos son perpendiculares entre sí y a su vez son perpendiculares con el eje medio lateral, anteroposterior y el eje vertical respectivamente, en estos planos se producen los movimientos detallados en la Tabla 2-2 (Taboadela, 2007).



**Figura 4-2:** Plano que dividen al cuerpo humano

Fuente: (Taboadela, 2007)

**Tabla 2-2:** Movimientos que se producen en cada plano del cuerpo humano.

Plano	Movimientos	Descripción
Plano Sagital	Extensión Flexión Excepciones	Este movimiento lleva hacia delante el cuerpo Es el movimiento que provoca que el cuerpo se desplace hacia atrás El movimiento generado a partir de la posición neutra que lleva la pierna hacia adelante se lo llama extensión A nivel del tobillo se denomina flexión al movimiento que lleva hacia atrás el pie y extensión cuando este va para delante
Plano Frontal	Abducción Aducción	Movimiento que provoca que una parte del cuerpo se aleje de la línea media Movimiento que provoca que una parte del cuerpo se acerque a la línea media
Plano Transversal	Interna y Externa	Movimiento que se genera hacia dentro o hacia fuera, este movimiento se desarrolla en el plano transversal.

	Izquierda y Derecha	Movimiento que se desarrolla respecto al eje medio del cuerpo
	Pronación y Supinación	Pronación: cuando el antebrazo gira hacia adentro llevando la palma de la mano hacia abajo y supinación lo contrario cuando el movimiento lleva la palma de la mano hacia arriba

Fuente: (Taboadela, 2007)

Realizado por: Vallejo R; Mangui A. 2021

## 2.6 Goniometría de los miembros inferiores

Goniometría es la técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones, la goniometría en ámbito medicinal tiene como finalidad evaluar la posición y el arco de movimiento de una articulación en el espacio y en cada uno de los tres planos del espacio (Taboadela, 2007).

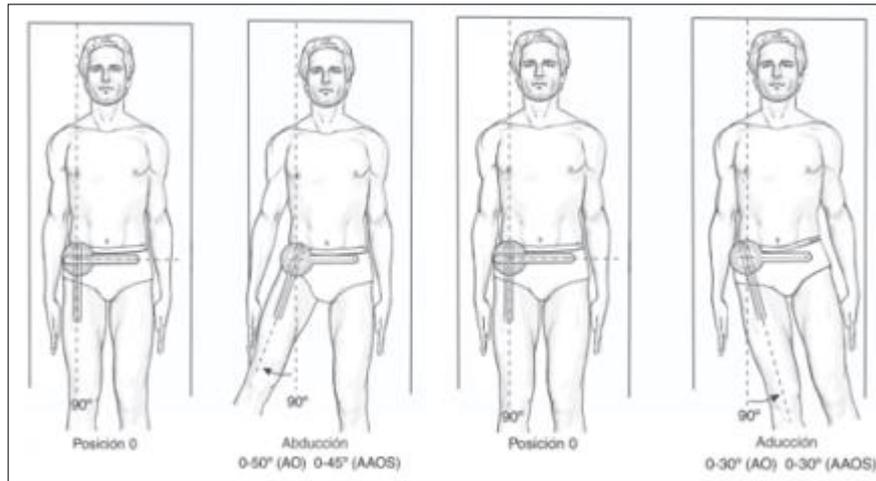
### 2.6.1 Rangos de Movimiento de los miembros inferiores.

Las extremidades inferiores constituyen la cadera, rodilla y tobillo, cada uno de estos cuentan con un rango establecido de movimientos el cual puede variar de acuerdo las características y antropometría de cada persona.

#### 2.6.1.1 Goniometría de la cadera

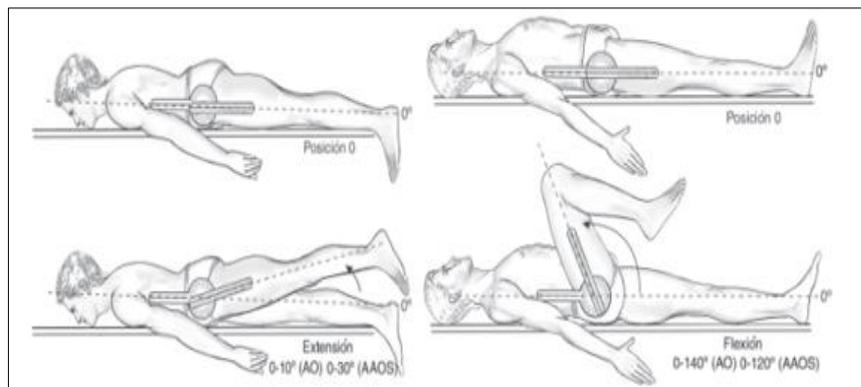
De acuerdo a la Asociación para el estudio de la Osteosíntesis (AO) y la Academia americana de cirujanos ortopédicos (AAOS) los rangos de movimiento de abducción y aducción de la rodilla son los siguientes:

- **Abducción:** 0-50° (AO) y 0-45°(AAOS)
- **Aducción:** 0-30° (AO) y 0-30° (AAOS)
- **Extensión:** 0-10° (AO) y 0-30° (AAOS).
- **Flexión:** 0-140° (AO) y 0-120° (AAOS).
- **Rotación externa:** 0-50° (AO) y 0-45° (AAOS).
- **Rotación interna:** 0-40° (AO) y 0-45° (AAOS).



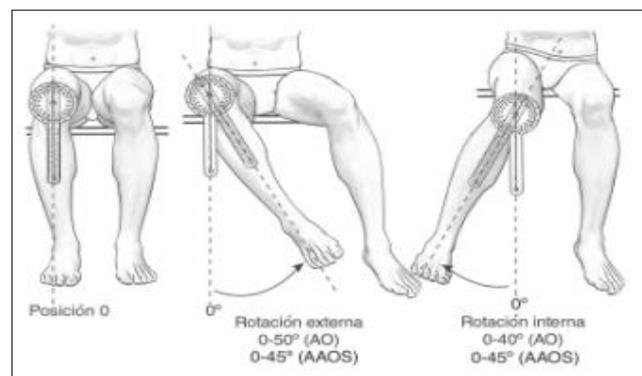
**Figura 5-2:** Movimiento de abducción y aducción de la cadera

Fuente: (Taboadela, 2007)



**Figura 6-2:** Movimientos de extensión y flexión de la cadera

Fuente: (Taboadela, 2007)



**Figura 7-2:** Rotación interno y externo de la cadera

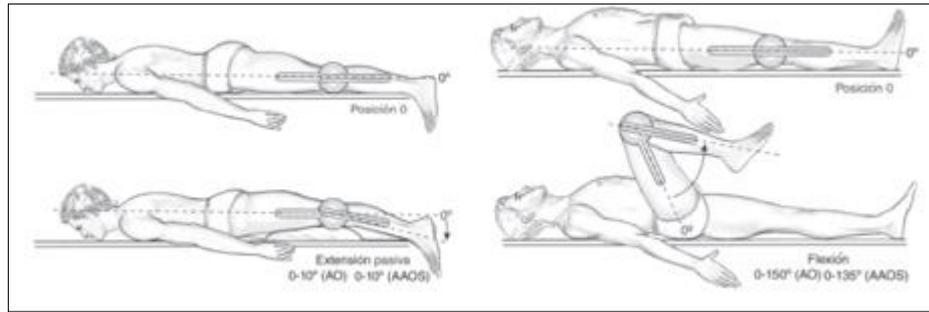
Fuente: (Taboadela, 2007)

### 2.6.2 Goniometría de la rodilla

Los movimientos que se generan en la rodilla son de flexión y extensión los cuales se encuentran dentro de los siguientes rangos de movilidad.

- **Flexión:** 0-150° (AO) y 0-135° (AAOS).

- **Extensión:** 0-10° (AO) y 0-10° (AAOS).



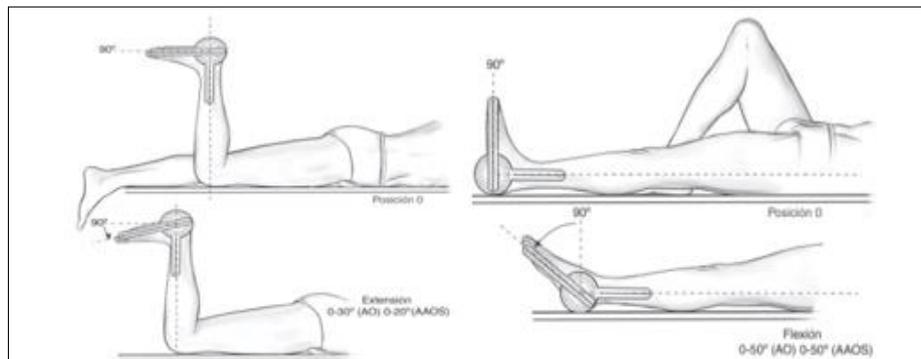
**Figura 8-2:** Movimiento de extensión y flexión de la rodilla

Fuente.: (Taboadela, 2007)

### 2.6.3 Goniometría del Tobillo

Los movimientos que se genera en el tobillo son los siguientes.

- **Flexión:** 0-50° (AO) y 0-50° (AAOS).
- **Extensión:** 0-30° (AO) y 0-20° (AAOS).
- **Rotación interna:** 0 – 30°
- **Rotación externa:** 0° - 40°



**Figura 9-2:** Movimiento de extensión y flexión del tobillo

Fuente: (Taboadela, 2007)

## 2.7 Rehabilitación de los miembros inferiores

La rehabilitación es el conjunto de actividades que permiten mitigar o reducir las discapacidades generadas por distintas enfermedades, afecciones, lesiones o trastornos, esto permite a quienes padecen estas discapacidades ser más independientes y participen en actividades educativas, sociales y laborales (OMS, 2020).

## **2.8 Kinesioterapia**

La fisioterapia concede una serie de alternativas terapéuticas orientadas para diagnosticar, prevenir, reducir y tratar afecciones tanto agudas como crónicas mediante la aplicación de la ejercitación terapéutica (movimiento de las articulaciones), calor, frío, etc.

La kinesioterapia es el arte de la fisioterapia dirigida para tratar las distintas lesiones y enfermedades mediante la aplicación de movimientos de las articulaciones, esta técnica busca : mantener la capacidad funcional normal del paciente, recuperar rangos de movimientos, evitar la rigidez articular o perfeccionar la respuesta muscular (Corbeto, 2017).

### ***2.8.1 Kinesioterapia Activa***

La kinesioterapia activa se la emplea cuando el paciente tiene la capacidad de realizar el movimiento, cuando el movimiento se lo realiza con ayuda del fisioterapeuta u otro medio se lo denomina activa asistida, por otro lado, cuando el movimiento se lo realiza aplicando una resistencia o una fuerza en sentido opuesto del movimiento es denominada activa resistida (Corbeto, 2017).

### ***2.8.2 Kinesioterapia Pasiva***

La kinesioterapia pasiva es la actividad dirigida a pacientes que no son capaces de realizar movimientos de manera autónoma, por lo tanto, el profesional es el encargado de generar los movimientos deseados y acorde a las capacidades de la persona que sufre estas afecciones motrices. Los movimientos se los realiza a nivel articular, a través de torsiones, presiones, flexiones y tracciones bajo los rangos establecidos en la goniometría de cada extremidad. En la actualidad esta técnica se la aplica mediante equipos mecánicos diseñados para inducir estos movimientos al paciente, esta técnica es denominada mecanoterapia (Corbeto, 2017). Dentro de la kinesioterapia, encontramos también otra técnica como la mecanoterapia, que es aquella que realiza los movimientos kinesioterapéuticos a través de máquinas específicas.

## **2.9 Tecnologías de la rehabilitación**

En los últimos años la tecnología se ha desarrollado de manera significativa, esto ha dado paso a la creación de dispositivos tecnológicos de intervención y evaluación para el campo fisioterapéutico. Estos dispositivos tecnológicos han sido desarrollados para brindar un soporte en el entrenamiento, evaluación e intervención de pacientes con alteraciones neurológicas, neuromusculares y cardiovasculares. Mediante la intervención de estos equipos se busca una recuperación de habilidades como fuerza, balance, equilibrio y propiocepción para que la persona pueda reincorporarse o logre cierto punto de independencia (Mantilla, A & Santa, 2017).

Estos equipos se encuentran constituidos por microprocesadores, sistemas electrónicos y mecánicos que permiten la estimulación motora o cognitiva. En su gran mayoría estos equipos son automatizados, esto desvincula hasta cierto punto la intervención del personal de fisioterapia

**Tabla 3-2:** Dispositivos tecnológicos de rehabilitación

NOMBRE	EQUIPO	DESCRIPCIÓN
Lokomat®Nanos		<p>Lokomat es el dispositivo medico robótico diseñado para el entrenamiento de la marcha para pacientes con discapacidades graves. Los principales beneficios que conlleva aplicar este dispositivo en la rehabilitación de los miembros inferiores son los siguientes:</p> <p>Entrenamiento efectivo de la marcha: Marcha más fisiológica</p>

**Tabla 4-2:** Continuación

Electroestimulación RAIULEKO		<p>La electro-estimulación se ha empleado en la rehabilitación de lesiones y enfermedades neuromotoras. La estimulación eléctrica ha permitido que las personas que padecen estas enfermedades conserven la estructura neuromuscular y fortalecer los músculos atrofiados.</p>
Órtesis AFO		<p>Las órtesis son dispositivos que se acoplan o fijan a las extremidades o región atómica con la finalidad de corregir las características estructurales o funcionales del sistema neuromusloesquelético. Podemos encontrar órtesis de varios tipos:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• funcionales,</li> <li>• posturales,</li> <li>• correctoras,</li> <li>• inmovilizadoras,</li> <li>• de descarga o mixtas.</li> </ul>

Fuente:(Hocoma, 2021)(Gutiérrez & Núñez, 2014)(Miisterio de saniad y consumo, 2001)

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

## 2.10 La Automatización

La automatización consiste en la implementación de la tecnología para optimizar, mejora y contener los costos, a su vez esta nos permite reducir o anular la intervención del ser humano para obtener resultados más consistentes (Pérez, 2021). En los últimos años la autorización de

dispositivos destinados a la atención fisioterapéutica y rehabilitación se ha perfeccionado, existe una gran variedad estos equipos, no todos son robóticos, pero cuentan con cierto grado de inteligencia aplicada (Amerike, 2018).

### 2.10.1 Partes de la automatización

Para la automatización de procesos y equipos se requiere de dos partes, la parte de mando, en esta se encuentra el sistema computacional capaz de comunicarse con los elementos que constituyen el equipo sistema y la parte operativa, es la que actúa o ejecuta la acción, está conformada por motores, cilindros, compresores, etc.

## 2.11 Software

El término *software* fue impuesto por John Wilder Tukey en el año 1958 para hacer referencia a la parte intangible o digital del computador es decir a los programas, y las diversas reglas informáticas que los equipos requieren para funcionar. El software carece de existencia física (Softwarelab, s.f.).

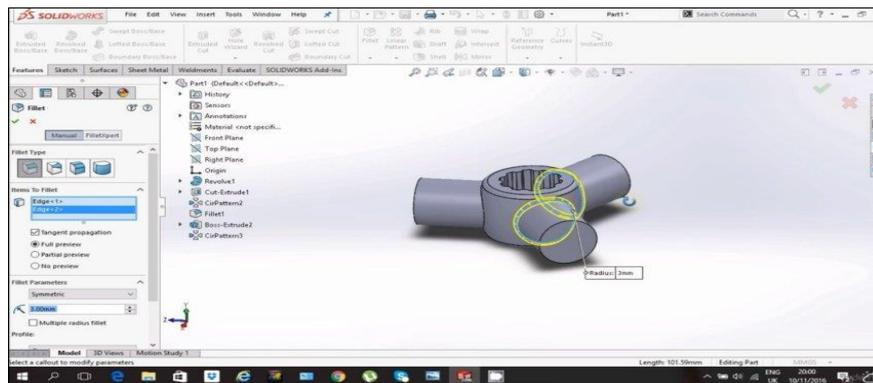


**Figura 10-2:** Software

Fuente: (Softwarelab, n.d.)

### 2.11.1 SolidWorks

*SolidWorks* es un *software* para diseño CAD 3D, este permite modelar y ensamblar piezas en 3D y obtener planos en 2D. Este software nos brinda una serie de herramientas que nos permiten abordar aspectos de gran relevancia en el proceso de desarrollo de un producto. Este *software* nos brinda la posibilidad de crear, diseñar, simular, fabricar, publicar, y gestionar datos para asegurar un producto bajo los más altos estándares (SolidBI, 21 C.E.).



**Figura 11-2:** Interfaz solidworks 2018

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

### 2.11.2 Arduino IDE

Arduino IDE (entorno de desarrollo integrado) es un entorno de código abierto que emplea un lenguaje de programación C++ siendo de medio nivel, funciona en los sistemas operativos *windows*, *macintosh osx* y *linux*. La principal característica del *software* y del lenguaje de programación es su sencillez y facilidad de uso. Siendo posible utilizar otros lenguajes de programación permitiendo gestionar varias rutinas (Acerca de Arduino / Arduino, n.d.)



**Figura 12-2:** Logo solidworks

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

### 2.11.3 Python

*Python* es un lenguaje de programación orientado objetos, versátil, multiplataforma y multiparadigma, este *software* destaca por poseer un código legible y limpio, su licencia de código abierto, es decir no se debe abonar cierta cantidad de dinero para utilizarlo, esto permite que *python* pueda ser empleado en distintos contextos. *Python* cuenta con un lenguaje de alto nivel lo cual permite abordar las distintas problemáticas que se nos puede presentar. Este lenguaje de programación posee una serie de bibliotecas estándar entre estos podemos encontrar: (Python, 2021)

- Librerías para el procesamiento de cadenas
- Protocolos de internet
- Ingeniería de software
- Interfaces del sistema operativo
- Interactivo



**Figura 13-2:** Logo python

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

## 2.12 Hardware

### 2.12.1 Placa Arduino

La placa arduino es un dispositivo que nos permite relacionar el mundo virtual con el físico, esta placa está constituida por un microcontrolador, entradas y salidas tanto analógicas y digitales mismas que permiten la comunicación directa mediante la interacción con el dispositivo o mediante el envío de señales por *bluetooth*, *wifi*, *ethernet*, entre otros medios. , por lo tanto, no es más que un dispositivo PCB (placa de circuito impreso) lo cual permite al usuario desarrollar las diferentes aplicaciones sin que este se preocupe de la circuitería interna. Arduino cuenta con un catálogo muy amplio de placas con microprocesadores y *shields* que simplifican la conexión de los circuitos necesarios para el desarrollo de los artefactos que el usuario requiera crear (Novillo & Hernández, 2018).

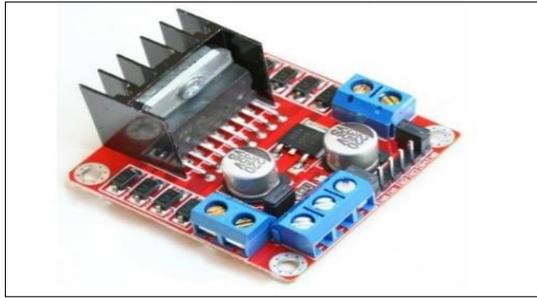


**Figura 14-2:** Tipos de placa arduino

**Fuente:** (Novillo & Hernández, 2018).

### 2.12.2 Driver control motor

Un *drive* o controlador de motor es un amplificador de corriente que toma la señal de control la cual posee una corriente baja para luego transformarla en una señal de corriente alta que permita generar que el motor ejecute su función adecuadamente. Estos controladores están conformados por una serie de bucles que permitan regula el voltaje, la corriente, el flujo, la velocidad, entre otras condiciones que permitan el perfecto funcionamiento del elemento a controlar. Mediante estos drives podemos controlar sistemas de transporte, tracción, propulsión, válvulas, brazos robóticos entre otro (dademuch, 2018).



**Figura 15-2:** Controlador dual puente H-L298

**Fuente:** (dademuch, 2018).

### 2.12.3 Fuente de alimentación

Las fuentes de alimentación o fuentes de poder son las encargadas de transformar la corriente alterna en corriente continua o viceversa, para luego suministrar el amperaje y voltaje requerido por los diferentes aparatos electrónicos (Equipo editorial, 2021).

Las funciones esenciales de estas fuentes son:

- **Transformación:** Reduce el voltaje (tensión) que ingresa (220 v -110 v), en este proceso interviene el transformador en bobina que posee. El voltaje des salida suele encontrarse entre los 5 a 12 voltios.
- **Rectificación:** En este proceso se trata de asegurar que el voltaje en ningún momento sea mejor o igual a cero, siempre debe permanecer por encima de este valor. En esta fase se evita que se produzcan oscilaciones en el voltaje en el tiempo.
- **Filtrado:** En esta etapa se busca reducir al máximo la señal (aplanar el pico de la curva), esto se consigue con la ayuda de condensadores que retienen el paso de la corriente y retrasan el avance de la corriente consiguiendo así el efecto esperado.

- **Estabilización:** Una vez que se cuente con una señal de corriente plana se debe estabilizar, es decir, esta debe mantenerse dentro del rango de salida.

Podemos encontrar dos tipos de fuentes de poder, las fuentes conmutadas y las lineales, esta última siguen el esquema de los reductores de tensión por otro lado las fuentes de alimentación conmutadas convierten la energía por medio de la conmutación de alta frecuencia sobre transistores de potencia (Equipo editorial, 2021).



**Figura 16-2:** Fuente de alimentación conmutada

Fuente: (Equipo editorial, 2021).

## 2.13 Actuadores

Los actuadores son dispositivos que proporcionan la fuerza requerida para que otro dispositivo inicie su trabajo o labor, dependiendo del tipo de fuerza (eléctrica, hidráulica, neumática) empleada en los actuadores estos se clasifican en actuadores eléctricos, actuadores neumáticos y actuadores hidráulicos (Farias, 2017).

### 2.13.1 Actuadores hidráulicos

Esto son unos de los más utilizados y más antiguos, emplean la fuerza generada por fluidos a presión que por lo general es el aceite. Los actuadores hidráulicos se caracterizan por su capacidad de generar grandes cargas por lo que son destinados a la creación de maquinaria pesada.

- Cilindro hidráulico
- Motor hidráulico
- Motor hidráulico de oscilación

### 2.13.2 Actuadores neumáticos

Estos dispositivos transforman la energía generada por la compresión del aire en energía mecánica, estos actuadores destacan por su alta capacidad de compresión en relación a los

actuadores hidráulicos. La diferencia entre estos dos tipos de actuadores es el campo donde son empleados y su estructura. Los actuadores neumáticos se clasifican en:(Farías, 2017)

- Actuadores de cilindro simple efecto
- Actuadores de cilindro doble efecto

### 2.13.3 Actuadores Eléctricos

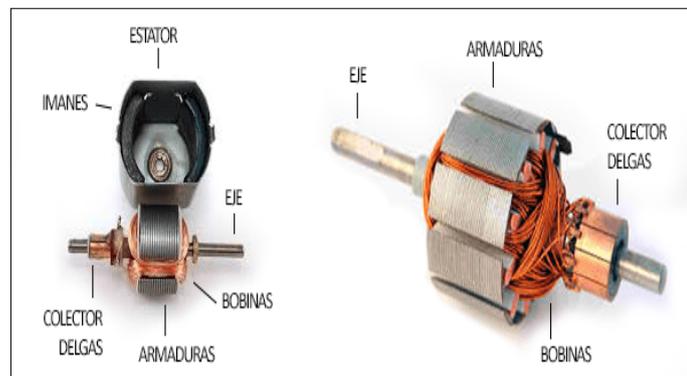
Los actuadores eléctricos requieren de energía eléctrica como fuente de alimentación por lo que la estructura de estos es simple, Es altamente versátil y no existe restricciones de distancia entre la fuente y el actuador. Podemos encontrar una gama muy amplia de este tipo de actuadores entre los que destacan podemos encontrar motores eléctricos DC (Farías, 2017).

#### 2.13.3.1 Motor de corriente continua

Los motores de corriente continua convierten la energía eléctrica en mecánica (movimientos rotacionales), estos motores son versátil ya que su control se puede realizar de manera más sencilla por lo que son ideales para automatización, estos motores se encuentran constituidos por dos partes (Tercesa, 2019):

Parte fija: Compuesto por un electroimán producido por el campo magnético que induce la fuerza sobre la parte móvil., esta parte se denomina estator.

Parte móvil: Compuesto por varios espirales o bobinas. Se llama rotor.



**Figura 17-2:** Partes de un motor DC

Fuente: (Farías, 2017).

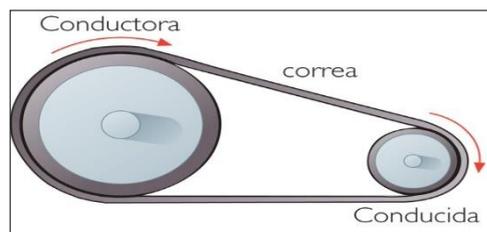
## 2.14 Sistemas de transmisión de movimiento

Los mecanismos de transmisión de movimiento permiten transferir energía mecánica de un objeto a otro sin cambiar la naturaleza del movimiento (rotacional a rotacional o traslacional a

traslacional). La transmisión del movimiento puede ocurrir entre dos piezas mecánicas o con la ayuda de un aparato intermediario como una cadena, correa o un tornillo de potencia.

### 2.14.1 Transmisión por correas

El objetivo principal de este tipo de mecanismo es transmitir energía desde un eje a otro, esto lo realiza por medio de poleas, correas (bandas, cintas). La relación de velocidad entre estos ejes dependerá del diámetro de las poleas. Para transmitir el movimiento en este tipo de sistema se puede utilizar una o varias correas y generalmente estas están posicionadas de forma trapezoidal (Darío & Duque, 2017).



**Figura 18-2:** Transmisión por poleas

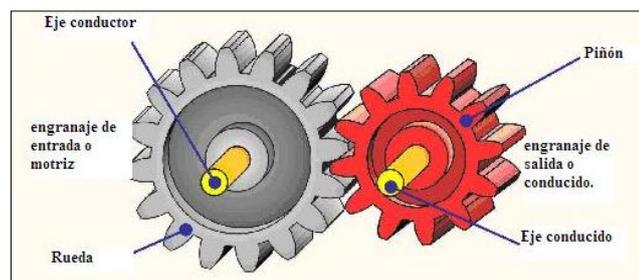
Fuente: (Darío & Duque, 2017).

### 2.14.2 Transmisión por engranajes

La transmisión por engranaje se da por medio de un árbol conductor a un árbol conducido, todo esto gracias a la presión que ejerce los dientes del piñón sobre la rueda, para que se efectúe de manera ideal esta transmisión la resistencia de contacto entre las superficies de los dientes en contacto debe ser la suficiente para que la potencia se traslade a la raíz, el núcleo y los cubos a los elementos de acople con los ejes (Darío & Duque, 2017).

Existen diferentes tipos de transmisión por engranaje, entre estos destacan

- Engranajes cilíndricos de dientes rectos:
- Engranajes cilíndricos de dientes oblicuos o helicoidales



## Figura 19-2: Transmisión por engranajes

Fuente: (Darío & Duque, 2017).

### 2.14.3 Tornillo de potencia

Los tornillos de potencia son elementos mecánicos capaces de transformar el movimiento angular en movimiento lineal, la tuerca es la encargada de transportar el peso, por lo tanto, el tornillo y la tuerca se encuentran en continua fricción lo que a largo tiempo esto resulta una desventaja por el desgaste que se genera. La principal característica de estos tornillos es la capacidad de carga que posee, esto gracias al tipo de hilo en la rosca que suelen ser cuadras, trapezoidales o ACME (Nuñez, 2020).

Este tipo de tornillos podemos encontrarlo en:

- Mordazas de presión.
- Tornillos de avances en tornos.
- Máquinas de ensayos.
- Gatos hidráulicos.
- Maquinas prensadoras.

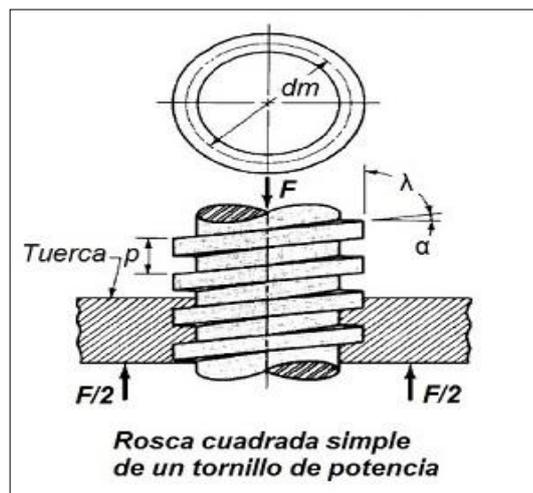


Figura 20-2: Tornillo de potencia - Rosca cuadrada

Fuente: (Nuñez, 2020).

### 2.15 ISEN Sensores Inerciales

ISEN es un revolucionario sistema de medición inercial en 3D conformado por 1 acelerómetro triaxial, 1 giroscopio y 1 magnetómetro, que miden la orientación angular, velocidades angulares y aceleraciones en las 3 dimensiones en tiempo real y de manera inalámbrica, transmitiendo los datos al computador de escritorio, portátil o *smartphone*.

- Deporte
- BiofeedBack
- Análisis de marcha
- Ortopedia
- Rehabilitación
- Biomecánica

Para el análisis de la biomecánica humano *ISEN* cuenta con modelos de análisis de diversas articulaciones (rodilla, tobillo, caderas, muñecas, etc.). El número de sensores que se requiere viene determinado por el modelo que se desee ejecutar (Biomedic, 2020).

Los artículos citados a continuación pertenecen a la Constitución de la República del Ecuador y se enfocan en las personas con capacidades especiales.

**Art. 47.-** El Estado garantizará políticas de prevención de las discapacidades y, de manera conjunta con la sociedad y la familia, procurará la equiparación de oportunidades para las personas con discapacidad y su integración social

**Art. 48.-** El Estado adoptará a favor de las personas con discapacidad medidas que aseguren: La inclusión social, mediante planes y programas estatales y privados coordinados, que fomenten su participación política, social, cultural, educativa y económica.

El establecimiento de programas especializados para la atención integral de las personas con discapacidad severa y profunda, con el fin de alcanzar el máximo desarrollo de su personalidad, el fomento de su autonomía y la disminución de la dependencia.

El incentivo y apoyo para proyectos productivos a favor de los familiares de las personas con discapacidad severa.

## CAPÍTULO III

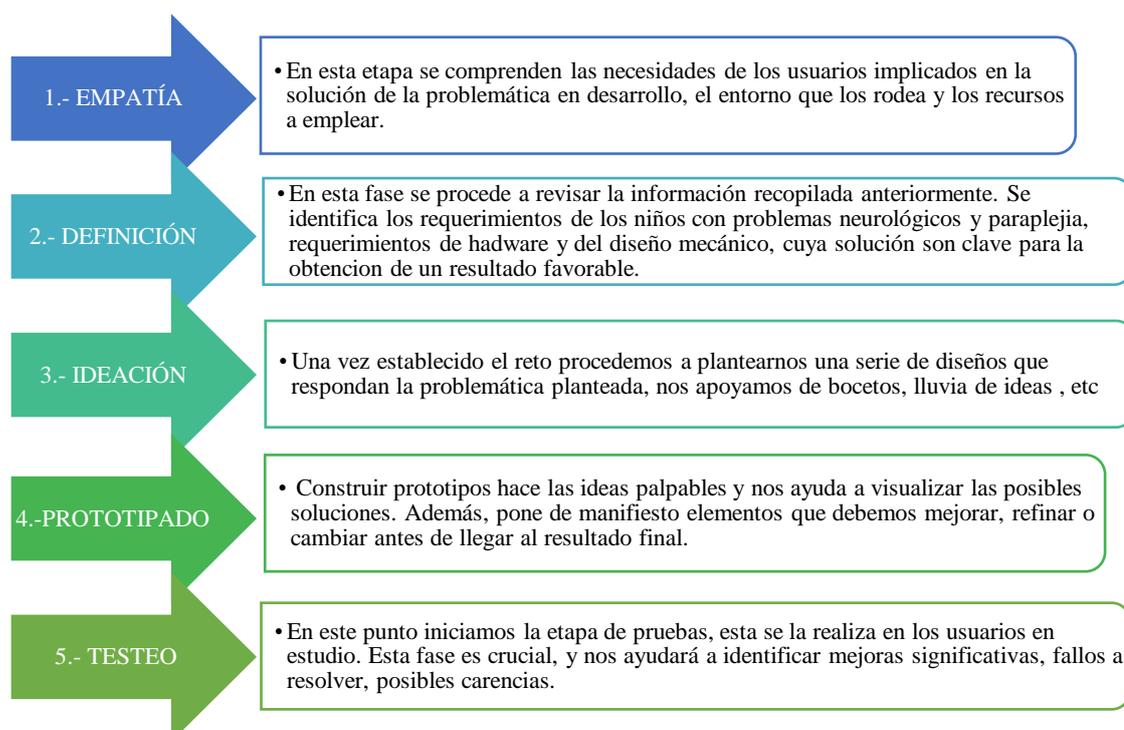
### 3. MARCO METODOLÓGICO

En la etapa inicial de la presente propuesta tecnológica se ejecutó una investigación descriptiva sobre los temas más relevantes que abordan la problemática planteada, esta etapa se encuentra desarrollada en el capítulo 2. En la etapa de diseño se empleó el *software* de modelado CAD *SolidWorks* 2018, este nos permitió asegurar que el prototipo se encuentra bajo los parámetros previamente establecidos abordando de esta manera la problemática y objetivos planteados.

#### 3.1 Metodología de investigación

##### 3.1.1 Design Thinking

Para la ejecución de este proyecto se adoptó la estructura metodología *Design Thinking* la misma que se encuentra orientada para generar ideas innovadoras, por lo tanto, su eficiencia se encuentra enfocada en comprender y dar solución a las necesidades generadas por el usuario. Esta metodología se encuentra estructurada de la siguiente manera:



**Gráfico1-3:** Estructura de la metodología Design Thinking

**Realizado por:** Vallejo R, Mangui A, 2021

## **3.2 Planteamiento de requerimientos**

Para la identificación de los requerimientos tanto de los protocolos de rehabilitación, como los de *software*, *hardware* y del diseño mecánico, se tomó en cuenta la investigación realizada previamente, para asegurar que el prototipo a desarrollar cumpla con los objetivos planteados. La identificación de estos requerimientos corresponde a la etapa de definición de la metodología empleada.

### **3.2.1 Requerimientos de los protocolos de rehabilitación**

Con la finalidad de cubrir los requerimientos que se adapten a los protocolos de rehabilitación de los niños con problemas neurológicos y de paraplejia, se considera los movimientos y rangos de movilidad establecidos en la goniometría de cada extremidad, también se considerara que el equipo está dirigido a los niños que se encuentran en la etapa inicial de rehabilitación de sus miembros inferiores

### **3.2.2 Requerimientos de diseño mecánico**

En la etapa del diseño del prototipo es fundamental realizar una serie de actividades que permitan la generación de un equipo que reúna ciertas características, estas permitirán asegurar eficiencia y eficacia de cada uno de los sistemas y componentes que lo integran. Las características y actividades a seguir son:

- Estructura y sistemas que se adapten a la ejecución de los protocolos de rehabilitación.
- Diseño ajustable a la antropometría de los niños en estudio.
- El prototipo debe brindar seguridad y confort.
- Modelado en *software* CAD (*SolidWorks* 2018).
- Selección de elementos y sistemas que conforman el prototipo.
- Análisis estáticos de los elementos expuestos a cargas.

### **3.2.3 Requerimientos de hardware**

Para la generación de un prototipo automatizado es indispensable contar con dispositivos electrónicos que nos permitan la automatización, control y se adapten al diseño previamente efectuado, por lo tanto, se procede a:

- Seleccionar actuadores que se adapten a los sistemas modelados, en este punto se evalúa las características de funcionalidad y disponibilidad en el mercado.
- Seleccionar el controlador que permita la configuración de los actuadores seleccionados.

### 3.2.4 *Requerimientos del software*

Para un adecuado funcionamiento de los elementos adoptados y por ende de los sistemas que conforman el prototipo se procede a:

- Definir las variables a controlar.
- Seleccionar el software para el desarrollo del algoritmo de control.
- Crear una interfaz amigable con el usuario.

### 3.3 **Diseño preliminar**

De acuerdo a los requerimientos previamente expuesto se define a detalle las características del prototipo, para esto nos apoyamos en la investigación descriptiva y los datos obtenidos en la investigación de campo.

#### 3.3.1 *Selección de movimientos y rangos que genera el prototipo*

Para establecer estos parámetros consideramos que el prototipo va estar orientado a la rehabilitación precoz en los miembros inferiores de los niños con problemas neurológicos y de paraplejia, por ello, los rangos, velocidad y movimientos seleccionados se los estableció con el afán de precautelar la integridad física de los pacientes, es decir, no causarle lesiones que pudieran empeorar su condición, cabe recalcar que no existe protocolos de rehabilitación establecidos, estos se los ejecuta de acuerdo a las capacidades de cada persona que asiste a fisioterapia. Los pacientes que asisten a rehabilitación en primera instancia padecen de rigidez en las articulaciones y baja musculatura, por esta razón los movimientos que son capaz de generar son casi nulos.

Considerando lo antes mencionado se establece los siguientes parámetros.

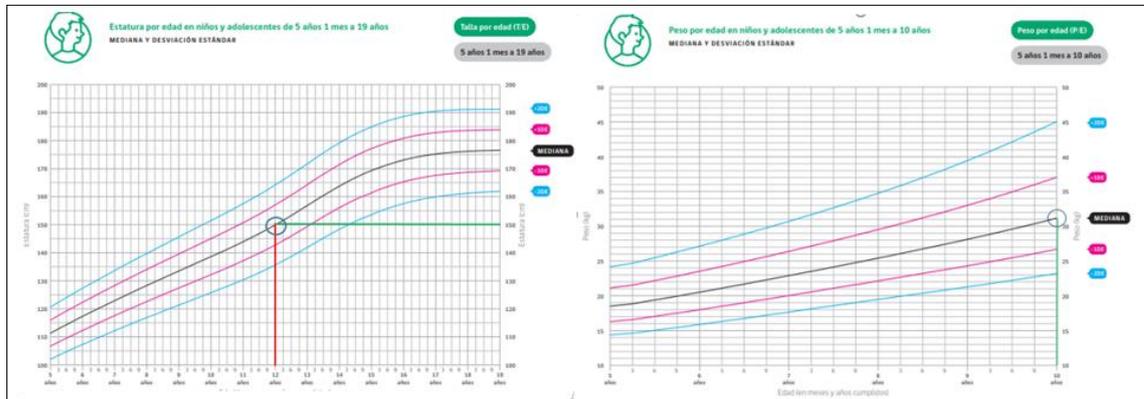
**Tabla 1-3:** Movimientos y rangos seleccionados

<b>Extremidad</b>	<b>Movimiento</b>	<b>Rango</b>
Rodilla	Flexión	0° – 50 °
	Extensión	0°-10°
Tobillos	Rotación interna	0° - 25°
	Rotación Externa	0° - 10°
	Flexión	0°- 10°
Cadera	Flexión	0° -50°
	Extensión	0°-10°

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

### 3.3.2 Identificación de estatura, peso y dimensiones de extremidades.

Para el adecuado dimensionamiento del equipo es indispensable considerar estos aspectos, para la identificación del peso y estatura se consideró las curvas de crecimiento de los niños entre 5 y 19 años desarrollado por la OMS, estas curvas se encuentran anexadas a este documento.



**Figura 1-3:** Curvas de estatura y peso de niños

Fuente: (MSP, 2018)

**Tabla 2-3:** Movimientos y rangos seleccionados

	<b>Estatura ( cm)</b>	<b>Peso (kg)</b>
Niños (12 años)	150	31
Niñas ( 12 años)	152	32

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

### 3.3.4 Muestra para la toma de dimensiones de extremidades

Este análisis permite identificar el número de niños que aportaran para obtener las dimensiones de las extremidades que van estar en contacto con los elementos y sistemas del prototipo. Para este punto consideramos una población de 12 niños, cantidad de niños que asisten a AFAPECH. El tamaño de la muestra obtenido se emplea para obtener las dimensiones de cadera, muslo y pie.

$$n = \frac{N*Z^2*p*q}{e*(N-1)+Z^2*p*q} \quad (1)$$

Dónde:

- $n$  = tamaño de la muestra
- $N$  = tamaño de la población
- $Z$  = nivel de confianza
- $p$  = probabilidad positiva
- $q$  = probabilidad negativa
- $d$  = error máx. aceptado

Entonces:

$$N = 12$$

$$Z = 2.58 \text{ (para un nivel de confianza de 99\%)}$$

$$p = 0.9 \text{ (90\%)}$$

$$q = 0.1 \text{ (10\%)}$$

$$e = 0.1$$

$$n = \frac{12 \times (2,58)^2 \times 0,9 \times 0,1}{(0,1)^2 \times (12 - 1) + (2,58)^2 \times 0,9 \times 0,1}$$

$$n = 10,138$$

$$n = 10$$

### 3.3.5 Dimensiones de las extremidades

Con el afán de obtener correctamente las dimensiones de las extremidades ya mencionadas se realizó la toma de medidas antropométricas, las medias aritméticas obtenidas se detallan en la siguiente tabla. Se encuentra anexo el registro fotográfico de la actividad realizada.

**Tabla 3-3:** Dimensiones de extremidades

N°	Dimensión ( cm)		
	Cadera	Muslo	Pie
1	68	37	21
2	68	38	22,5
3	83	41	21,5
4	72,5	31,5	21,5
5	76,5	45	22,5
6	97,5	51,3	24,5
7	67	40	22,5
8	65	38	21,5
9	70	39,5	21,5
10	66	42	2,5

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

$$\bar{x} = \frac{\sum Li}{10} \quad (2)$$

Dónde:

- $\bar{x}$  = longitud promedio
- $\sum Li$  = Longitud total (cadera, muslo, pie)

Entonces:

$$\Sigma \text{ cadera} = 733,5 \text{ cm}$$

$$\bar{x} \text{ cadera} = 73,5 \text{ cm}$$

$$\Sigma \text{ muslo} = 403,3 \text{ cm}$$

$$\bar{x}_{muslo} = 40,33 \text{ cm}$$

$$\Sigma pie = 220,5 \text{ cm}$$

$$\bar{x}_{pie} = 22,05 \text{ cm}$$

### 3.4 Diseño y construcción del prototipo

En la ejecución de esta etapa se consideró los, requerimientos, parámetros y características identificados previamente, los cuales sirvieron para realizar una serie de actividades para generar el diseño propuesto. Esta fase se encuentra estructurada de la siguiente manera

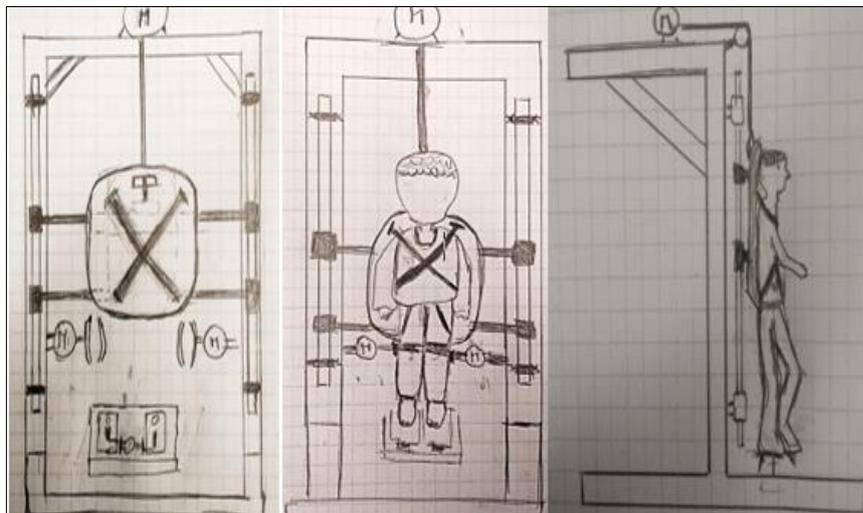


**Gráfico2-3:** Estructura del diseño y construcción del prototipo

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

#### 3.4.1 Boceto

En esta fase del presente trabajo de titulación realizaremos un boceto del diseño mecánico conjuntamente con una descripción de las características esenciales del mismo.



**Figura 2-3:** Boceto del prototipo

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

El prototipo para la inducción del movimiento en los miembros inferiores de los niños y niñas con problemas neurológicos y paraplejia contara con las siguientes características

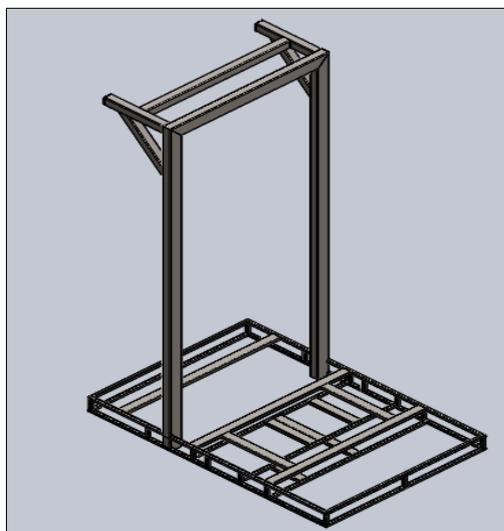
- Sistema de elevación para mantener suspendido verticalmente a los niños durante el proceso de inducción del movimiento de los miembros inferiores.
- Capaz de adaptarse a la antropometría de los niños entre 5 a 12 años de edad.
- Contar con un suministro de energía de 110 V AC y 12 V dc para su funcionamiento.
- Interfaz gráfica amigable para el usuario.
- Prototipo de fácil operatividad.
- Fácil mantenimiento y transporte.

Los diferentes equipos orientados a rehabilitación de las extremidades del cuerpo humano se asemejan a la anatomía humana, es por esto que estos dispositivos se encuentran conformados por una estructura mecánica, sistemas de transmisión, elementos que generan el movimiento como lo son servomotores y actuadores, por último, contamos con la presencia de controladores.

### 3.5 Modelado CAD

#### 3.5.1 Estructura

La estructura de un dispositivo es aquella que sirve de soporte a los sistemas y elementos que conforman el equipo, es por esto que esta debe ser sólida, capaz de soportar los esfuerzos a los cuales esta será sometida. Para que el prototipo cuente con una estructura que reúna las características mecánicas necesarias hemos realizado un análisis de esfuerzo - deformación en el programa *SolidWorks* 2018, considerando las cargas a las que estará sometida, estas se detallan en la Tabla 7-3.



**Figura 3-3:** Diseño estructural del prototipo

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

**Tabla 4-3:** Masa de los elementos que soporta la estructura

<b>Cargas</b>	<b>Masa (kg)</b>
Niño	45
Tecele	18
Espaldar	5
Soporte principal	3
Soporte brazos y espaldar	1
Mecanismo 1	5
Extras	3
<b>TOTAL</b>	<b>80</b>

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

$$F = m * g \quad (3)$$

Dónde:

- $F$  = peso
- $m$  = masa
- $g$  = gravedad ( $9,81 \frac{m}{s^2}$ )

$$F = 80 \text{ Kg} * 9,81 \frac{m}{s^2}$$

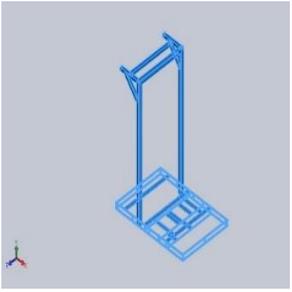
$$F = 784.8 \text{ N} * F_s$$

$$F = 784.8 \text{ N} * 1,5$$

$$F = 1177,2 \text{ N}$$

Mediante el cálculo realizado se obtiene que la fuerza puntual que se encontrara actúa sobre el prototipo es de 1 177,2 N, para este análisis se identificó la masa de los elementos que soporta la estructura los cuales se hallan detallados en la tabla 4-3 y se aplicó un factor de seguridad de 1,5. En la tabla 5-3 se describe las propiedades del material seleccionado para la elaboración de la estructura

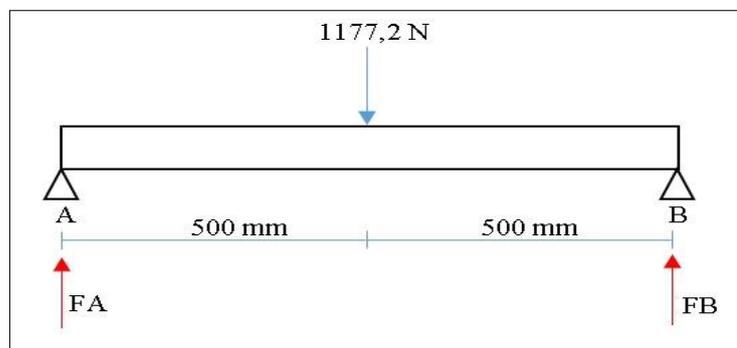
**Tabla 5-3:** Propiedades del material en la estructura

Referencia de modelo	Propiedades	
	<b>Nombre:</b>	ASTM A36 Acero
	<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal
	<b>Criterio de error predeterminado:</b>	Tensión de von mises Max
	<b>Límite elástico:</b>	2.5e+08 N/m <sup>2</sup>
	<b>Límite de tracción:</b>	4e+08 N/m <sup>2</sup>
	<b>Módulo elástico:</b>	2e+11 N/m <sup>2</sup>
	<b>Coefficiente de Poisson:</b>	0.26
	<b>Densidad:</b>	7850 kg/m <sup>3</sup>
	<b>Módulo cortante:</b>	7.93e+10 N/m <sup>2</sup>
La base de la estructura está elaborada con tubo cuadrado de 25,4 mm x 2 mm, tubo rectangular de 80 x 40 mm y 2 mm de espesor para los soportes principales del sistema de elevación,		

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

### 3.5.1.1 Análisis estático de la estructura

Con la finalidad de comprobar que el diseño y material seleccionado sea el adecuado se realiza un estudio estático, se estableció la zona donde se encontrara actuando la fuerza obtenida previamente (1 177,2 N). En este estudio obtendremos el valor de la fuerza de deformación (Tensión de Von Mises), El modelo Von Mises nos permite describir el comportamiento del material cuando a este se le aplica una carga, se utiliza para identificar si el material sufre algún tipo de deformación.



**Gráfico 3-3:** Análisis de vigas

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. (2021)

$$MA_{+\uparrow} = 0$$

$$-1\ 177,2\ N * 500 + FB * 1000 = 0$$

$$FB * 1000 = 1177,2 * 500$$

$$FB = \frac{1\ 177,2 * 500}{1000}$$

$$FB = 588,6\ N$$

$$MB_{+\uparrow} = 0$$

$$1\ 177,2\ N * 500 - FA * 1000 = 0$$

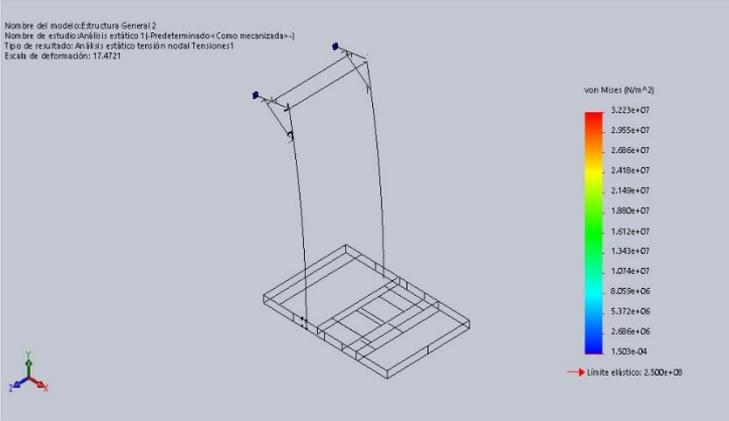
$$FA * 1000 = 1177,2 * 500$$

$$FA = \frac{1177,2 * 500}{1000}$$

$$FA = 588,6\ N$$

Para ejecutar adecuadamente este análisis transformamos la fuerza puntual de 1 177,2 N a una fuerza distribuida, obteniendo un valor de 588, 6 N. Esta fuerza se aplicará a los laterales de la estructura.

**Tabla 6-3:** Análisis de la tensión de Von Mises aplicado a la estructura

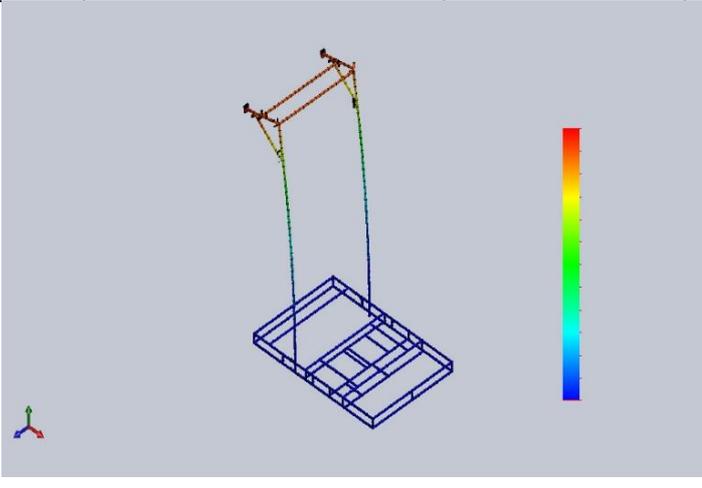
Nombre	Tipo	Mín.	Máy.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	0.000e+00 N/m <sup>2</sup> Nodo: 11094	3.223e+07 N/m <sup>2</sup> Nodo: 6953
			

**Realizado por:** Vallejo R; Mangui A, 2021

Mediante el estudio estático realizado a la estructura del prototipo se obtuvo que la fuerza de deformación (Tensión de Von Mises) es de 3,223e+07 N/m<sup>2</sup>, el cual se encuentra por debajo del límite máximo de deformación del material seleccionado (2,5e+08 N/m<sup>2</sup>), por lo tanto, el material y diseño son los apropiados para la construcción de la estructura del prototipo.

**Tabla 7-3:** Análisis del desplazamiento resultantes en la estructura

Nombre	Tipo	Mín.	Máy.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 11123	1.285e+01 mm Nodo: 528

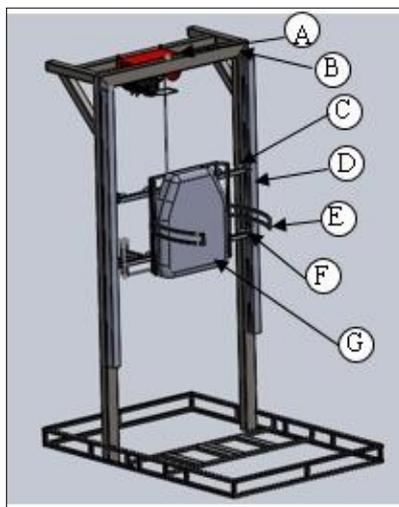


Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. (2021)

En el análisis del estudio estático se observa que el desplazamiento resultante máximo es de 12,85 mm el mismo que no es significativo constatando así, que el acero A36 y el diseño de la estructura reúnen las características necesarias que le permiten a la estructura dar el soporte que requiere el prototipo.

### 3.5.2 Sistema de elevación

Este sistema debe ser capaz de mantener suspendidos a una altura acorde a la estatura de los niños, por lo tanto, se define el siguiente mecanismo.



**Figura 4-3:** Sistema de elevación

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

**Tabla 8-3:** Partes del sistema de elevación

<b>Elementos</b>	<b>Descripción</b>
A	Tecele eléctrico
B	Estructura
C	Soporte Principal
D	Guías
E	Soporte brazo y espaldar
F	Carro de rodachinas
G	Espaldar

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

Este sistema se encuentra constituido por un soporte principal que por medio de un tecele y juego de rodachinas las mismas que recorren a través de las guías que se encuentran instaladas en los laterales de la estructura, permitiendo así elevar a los infantes a la altura deseada.

Al soporte principal se encuentra instalado un espaldar y un arnés los cuales se encargarán de mantener suspendido y erguido a los niños brindándoles así el confort y seguridad que requieren. Para la fabricación del soporte principal en donde se encontrará acoplado el soporte para brazos y espaldar se emplea el material acero ASTM A36, para garantizar que reúne las características apropiadas se realiza un análisis estático de deformación, para esto detallamos en la tabla 9-3 las masas de los componentes que el sistema soportará.

**Tabla 9-3:** Masas de los componentes que eleva el sistema

<b>Componentes</b>	<b>Masa (kg)</b>
Niño	45
Espaldar	5
Soporte brazos y espaldar	1
Mecanismo 1	5
Extras	3
<b>TOTAL</b>	<b>58</b>

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

$$F = m * g$$

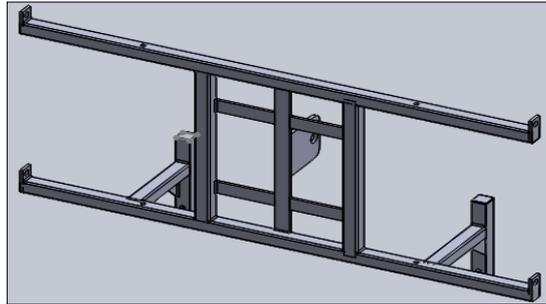
$$F = 58 \text{ Kg} * 9,81 \frac{m}{s^2}$$

$$F = 568,98 \text{ N} * Fs$$

$$F = 568,98 \text{ N} * 1,5$$

$$F = \mathbf{853,47 \text{ N}}$$

La fuerza que se encontrara actuando sobre este sistema es de 853, 47N, para obtener esta fuerza se realizó la sumatoria de las masas que soportara el sistema obteniendo un valor de 58 Kg y un factor de seguridad de 1,5.

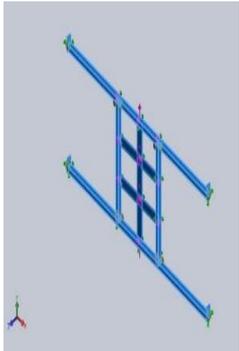


**Figura 5-3:** Diseño del soporte del espaldar

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

En la tabla 10-3 se describen la propiedad del material que se empleó para el desarrollo del soporte del mismo modo los componentes que lo conforman

**Tabla 10-3:** Propiedades del material en el soporte

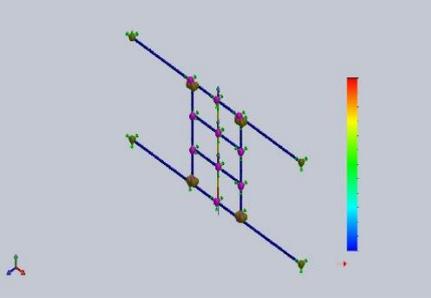
Referencia de modelo	Propiedades	
	<p><b>Nombre:</b></p> <p><b>Tipo de modelo:</b></p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b></p> <p><b>Límite elástico:</b></p> <p><b>Límite de tracción:</b></p> <p><b>Módulo elástico:</b></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b></p> <p><b>Densidad:</b></p> <p><b>Módulo cortante:</b></p>	<p>ASTM A36 Acero</p> <p>Isotrópico elástico lineal</p> <p>Tensión de von mises Max</p> <p>2.5e+08 N/m<sup>2</sup></p> <p>4e+08 N/m<sup>2</sup></p> <p>2e+11 N/m<sup>2</sup></p> <p>0.26</p> <p>7850 kg/m<sup>3</sup></p> <p>7.93e+10 N/m<sup>2</sup></p>
Componentes		
<p>Tubo Cuadrado de 25,4 mm de 2 mm de espesor para formar el marco, pletina de 25,4 mm x5 mm de espesor para el soporte de donde se conecta el cable del teclé, el mismo que está elaborado en plancha de 100 mm x 70 mm y 5 mm de espesor</p>		

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

### 3.5.2.1 Análisis estático del soporte

Para el desarrollo del análisis se aplica una fuerza de 853,47 N, valor calculado anteriormente, mediante este análisis se busca obtener el valor de la fuerza de deformación que se generara al encontrarse bajo la acción de esta fuerza.

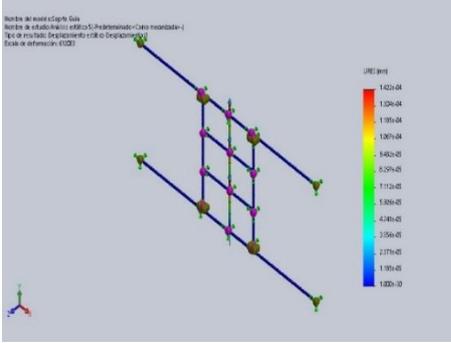
**Tabla 11-3:** Análisis de la tensión de Von Mises aplicado en soporte principal

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	TXY: Tensión cortante en dir. Y en plano YZ	0.000e+00 N/m <sup>2</sup> Elemento: 1	9.748e+05 N/m <sup>2</sup> Elemento: 222
			

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

En el análisis estático realizado podemos determinar que, en el soporte principal del sistema de elevación en el prototipo, la fuerza de deformación obtenida es de 9.748e+05 N/m<sup>2</sup>, el mismo que se halla por debajo del límite máximo de deformación del material seleccionado

**Tabla 12-3:** Análisis de desplazamiento en soporte principal

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 1	1.422e-04 mm Nodo: 230
			

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

Al realizar el análisis obtenemos que el desplazamiento resultante máximo es de 0,0001422 mm el mismo que no representa inconvenientes al encontrarse sometido bajo estas fuerzas, permitiéndonos establecer que el material seleccionado es el apropiado para su elaboración.

### 3.5.2.2 Selección del Motor para el sistema

Este sistema se encuentra compuesto por un motor, el cual por medio de guías laterales nos permite posicionar a los niños a una altura acorde para recibir adecuadamente la terapia de rehabilitación. Con la finalidad de contar con un motor que nos permita asegurar el adecuado funcionamiento del sistema, se realiza la selección del mismo.

**Tabla 13-3:** Selección de motor para el sistema

Elemento	Cap. Carga (Kg)	Costo	Alimentación (V ac)
Tecele Century	150	Bajo	110
Motor LiftMaster	250	Alto	110
Motor Winche	3636	Alto	24

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

En la tabla 16-3 se describe las características de los motores que podrían implementarse al sistema. Se seleccionó el Tecele eléctrico de marca Century, este cuenta con la capacidad de carga necesaria, considerando que la masa máxima que se desea elevar es de 80 Kg, requiere de una alimentación eléctrica de 110V AC para su funcionamiento, esta se puede encontrar en las instalaciones domiciliarias y el costo en relación a los beneficios que nos otorga es bajo.

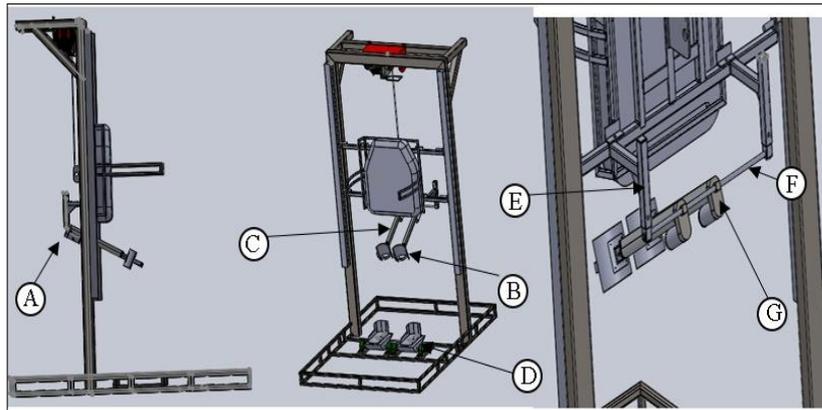


**Figura 6-3:** Tecele Century de 150 kg

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.5.3 Sistema para la inducción del movimiento A

Este sistema recrea los movimientos que se genera en las extremidades inferiores. Los movimientos y rangos de movilidad seleccionados se hallan descritos en la tabla 1-3.



**Figura 27-3:** Partes del sistema de inducción de movimiento A

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

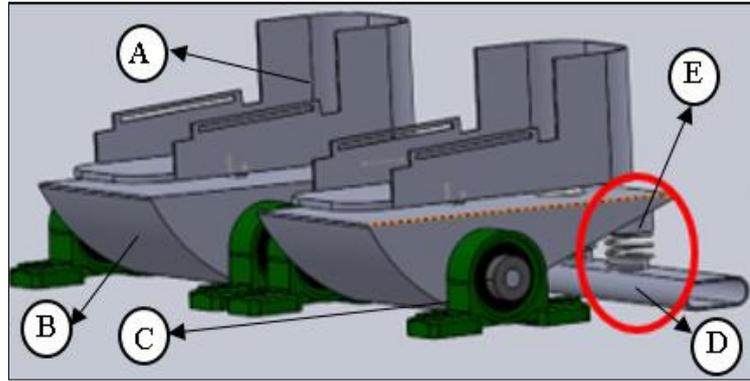
**Tabla 14-3:** Descripción de las partes del sistema de elevación

Elemento	Descripción
A	Soporte de actuadores
B	Soporte para muslos
C	Actuadores lineales
D	Soporte pie / amortiguadores
E	Soporte regulable
F	Guía de actuadores
G	Rodamiento Lineal

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

En la tabla 14-3 se encuentran detallados los elementos que conforman este sistema. Los actuadores lineales son los encargados de inducir el movimiento en las extremidades inferiores, considerando que el sistema debe ser capaz de ajustarse a la antropometría de niños de 5 a 12 años estos actuadores se encuentran sujetos a unos rodamientos lineales los cuales nos permitirán posicionarlos adecuadamente para proceder a su sujeción en el muslo del niño que va a recibir la terapia de rehabilitación.

Estos movimientos los realiza cuando el niño se encuentra posicionado debidamente sobre las plataformas de soporte, las culés se encuentran haciendo eje facilitando y amortiguando estos movimientos para no generar lesiones en los pacientes. Los elementos que integran sistema de sujeción y amortiguamiento del pie se encuentran descritos en la tabla 15-3.



**Figura 8-3:** Sistema de sujeción y amortiguamiento del pie

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

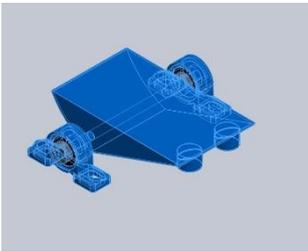
**Tabla 15-3:** Sistema de sujeción y amortiguamiento del pie

Elementos	Descripción
A	Sujetador pie
B	Base
C	Chumacera de ½"
D	Tubo rectangular para base del resorte
E	Resorte

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

En la siguiente tabla 16-3 se especifica las propiedades del material seleccionado para la construcción de los componentes

**Tabla 16-3:** Propiedades del material en el soporte

Referencia de modelo	Propiedades
	<p><b>Nombre:</b> ASTM A36 Acero</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von mises</p> <p><b>Límite elástico:</b> Max</p> <p><b>Límite de tracción:</b> 2.5e+08 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 4e+08 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 2e+11 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Densidad:</b> 0.26</p> <p><b>Módulo cortante:</b> 7850 kg/m<sup>3</sup></p> <p><b>Módulo cortante:</b> 7.93e+10 N/m<sup>2</sup></p>

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

### 3.5.3.1 Análisis estático de la base

En la tabla 17-3 se aprecia la fuerza de deformación (Tensión de von Mises) resultante del estudio realizado al dispositivo, esto nos permite determinar el comportamiento de la base de sujeción y amortiguamiento. La fuerza que se encontrara actuando sobre la plataforma es de 662, 175 N, se considera el peso máximo de los niños y un factor de seguridad de 1,5.

$$F = m * g$$

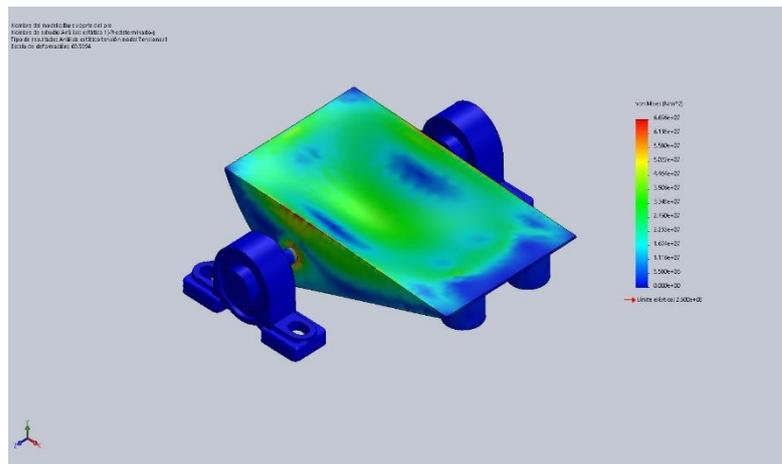
$$F = 441,45 \text{ N} * 1,5$$

$$F = 662,175 \text{ N}$$

$$F = 662,175 \text{ N}$$

**Tabla 17-3:** Análisis de la tensión de Von Mises aplicado a la base

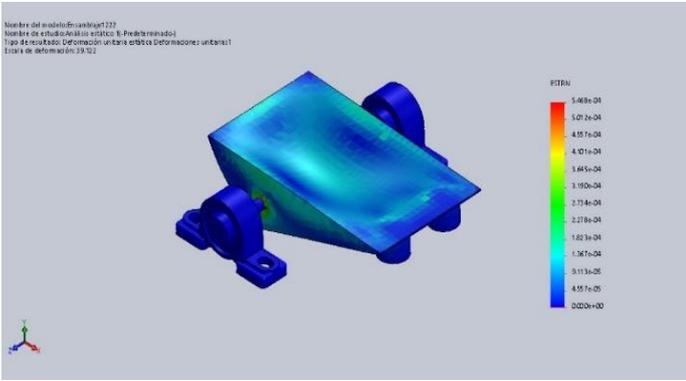
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	0.000e+00 N/m^2 Nodo: 1	6.696e+07 N/m^2 Nodo: 36211



Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

En la tabla 18-3 se observa los resultados de deformación unitaria equivalente en el elemento el cual nos facilita en la toma de decisiones en prototipos.

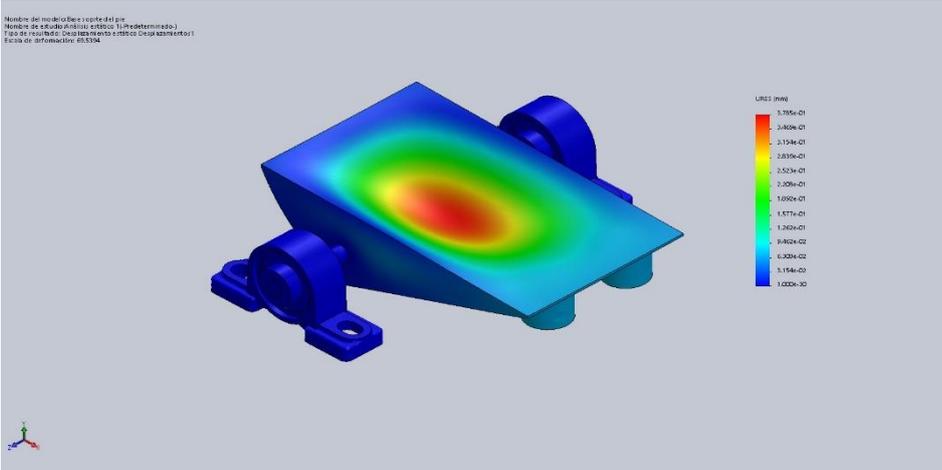
**Tabla 18-3:** Análisis deformación aplicado a la base

NOMBRE	TIPO	MÍN.	MÁX.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	0.000e+00 Elemento: 1	5.468e-04 Elemento: 16023
			

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

A su vez en la tabla 19-3 se presenta los resultados obtenidos por el análisis en software SolidWorks de desplazamiento resultante.

**Tabla 19-3:** Análisis desplazamiento aplicado a la base

NOMBRE	TIPO	MÍN.	MÁX.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 1	3.785e-01 mm Nodo: 31161
			

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

Los resultados obtenidos por medio del análisis estático nos indica que la fuerza de deformación en la plataforma de sujeción y amortiguamiento es de  $6.696e+07 \text{ N/m}^2$ , este se encuentra por debajo del límite máximo de deformación del material. El desplazamiento resultante máximo de 0,3785 mm, este valor no es significativo, por lo tanto, el material seleccionado aporta grandes características en el dispositivo asegurándonos su correcta funcionalidad.

### 3.5.3.2 Selección de rodamiento lineal

Para evitar la fricción y facilitar el desplazamiento de los actuadores a lo largo de la guía se emplea rodamientos lineales, esto nos facilita posicionar los actuadores de acuerdo a la antropometría de los niños. Para la selección de los rodamientos lineales se analiza tres parámetros, la capacidad de carga, el costo y la disponibilidad en el mercado.

**Tabla 20-3:** Comparación de los rodamientos lineales

Modelo	Carga	Costo	Disponibilidad
LSE12UU	Medio	Alto	Bajo
BBE12U	Alta	Bajo	Alto
BBER12	Alta	Alto	Bajo
khls1228	Alta	Alto	Bajo

Realizado por: Vallejo R; Mangui A

En la tabla 20-3 se detalla las características de cuatro tipos de rodamientos lineales a evaluar, por su bajo costo, su elevada capacidad de carga y la disponibilidad en el mercado se seleccionó el rodamiento lineal BBE12U.



**Figura 9-3:** Rodamiento lineal BBE12U

Fuente: (NTN, 2019)

### 3.5.3.3 Selección de los actuadores

Para asegurar un adecuado funcionamiento del sistema se procede a la selección del actuador, por lo tanto, se requiere identificar la masa de la extremidad (pierna), la misma que representa el 16% de la masa corporal de los niños, se utiliza un factor de seguridad de 1,5. En la tabla 21-3 se detalla el porcentaje que representa cada miembro inferior.

**Tabla 21-3:** Porcentaje de masa de las extremidades inferiores

<b>Extremidad inferior</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Pie	1,5
Pierna	4,4
Muslo	10,1
<b>Total</b>	<b>16,0</b>

Fuente: (Rea, 2019)

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

$$Masa = m * 16\% * Fs \quad (4)$$

Dónde:

- $M$ = masa
- $Fs$ = factor de seguridad

Entonces, se obtuvo:

$$Masa = 45 \text{ Kg} * 16\% * 1.5$$

$$Masa = \mathbf{10,8 \text{ Kg}}$$

En la tabla 22-3 se describe las características consideradas para la selección del actuador.

**Tabla 22-3:** Características de los diferentes actuadores

<b>Tipo de actuador</b>	<b>Tipo de movimiento</b>	<b>Costo</b>	<b>Control de parámetros</b>	<b>Precisión</b>	<b>Carga</b>
Actuador neumático	Lineal	Alto	Bajo	Medio	Alta
Actuador rotacional	Rotatorio	Bajo	Bajo	Bajo	Bajo
Actuador lineal eléctrico PA-14AP	Lineal	Medio	Alto	Alta	Alta
Actuador hidráulico	Lineal	Alto	Alto	Alto	Alta

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Mediante el análisis realizado se procede a seleccionar el actuador lineal PA-14AP, el mismo que destaca de sus homólogos, sus características se detallan en la tabla 23-3

**Tabla 23-3:** Características del actuador seleccionado

<b>Característica</b>	<b>PA -14AP</b>
Aplicación	Automatización
voltaje	12 v cc
Carga	15,90 Kg – 68,18 Kg
Velocidad	0.37"/seg -2"/seg
Ruido	dB<45(A)
corriente	5A
Costo	Medio
Carrera	1 in – 40in

Fuente: (NTN, 2019)

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

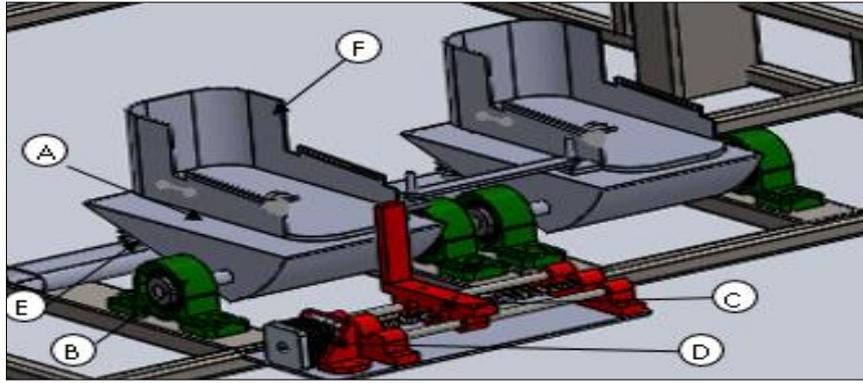


**Figura 10-3:** Actuador lineal PA-14AP

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### **3.5.4 Diseño del mecanismo de inducción del movimiento B**

El presente mecanismo permite inducir los movimientos de rotación interna y externa del pie en los rangos 0-30° y 0-10° respectivamente, este mecanismo se encuentra constituido por los siguientes elementos. En la tabla 24-3 se detallan los elementos que conforman este sistema



**Figura 11-3:** Elementos del sistema de inducción de movimiento B

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

**Tabla 24-3:** Descripción del sistema de inducción de movimiento B

Elementos	Descripción
A	Base
B	Chumaceras ½ “
C	Guía – Tornillo de potencia
D	Motor
E	Resortes
F	Sujetador de pie

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Este sistema es el encargado de inducir los movimientos de rotación en el tobillo de los infantes, esta función la realiza mediante un tornillo de potencia (rosca cuadrada), el cual encarga de transformar el movimiento rotacional generado por el motor a un movimiento lineal para permitir el desplazamiento de la guía que se encuentra acoplada en la tuerca del tornillo de potencia. El sujetador de pie se encontrará haciendo eje en el talón del pie, por lo tanto, al ser acoplado a la guía se genera los movimientos planteados.

#### 3.5.4.1 Selección del motor para el sistema de inducción de movimiento B

Para asegurar el óptimo funcionamiento de este sistema se realiza la selección del motor a implementar en el sistema, para esto se realiza una evaluación entre tres tipos de motor que pueden acoplarse a este sistema. Para la selección del motor se evalúa los parámetros descritos en la tabla 25-3. y se considera el torque que generara la fuerza que ejerce el pie sobre el soporte.

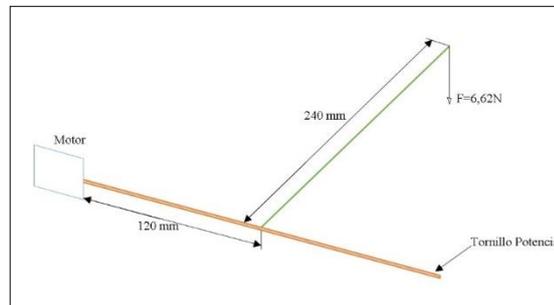
**Tabla 25-3:** Característica de los motores

Tipo de Motor	Control de parámetros	Costo	Precisión	Capacidad de Carga
Motor paso a paso nema 23	Alto	Medio	Alto	Alta
Motor corriente continua	Bajo	Bajo	Bajo	Baja
Servo Motor	Alto	Alto	Alto	Baja

Fuente: (Chapman, 2012)

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Para Considerando la masa del pie, la misma que representa el 1,5 % de la masa corporal de los infantes obtenemos que la fuerza máxima que se generara sobre el soporte del pie.



**Figura 12-3:** Diagrama de cuerpo libre del torque que ejerce el pie

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

$$Fuerza = m * 1,5\% * 9.81 \frac{m}{s^2} \quad (5)$$

Donde:

$m$  =masa

$$Fuerza = 45 \text{ Kg} * 1,5\% * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$Fuerza = \mathbf{6,62 \text{ N}}$$

El torque que genera la fuerza calculada respecto al eje del motor es de 1,588 Nm.

$$Torque = F * d \quad (6)$$

Donde:

$F$  = fuerza

$d$ = distancia

Entonces, se obtuvo:

$$Torque = 6,62 \text{ N} * 0,24 \text{ m}$$

$$Torque = \mathbf{1,588 \text{ Nm}}$$

Mediante un análisis de las características de los motores y los cálculos realizados se opta por seleccionar el motor nema 23. Este motor cuenta con un torque de 1,8 Nm el mismo que se encuentra por encima del torque que ejerce la fuerza respecto al eje del motor.



**Figura 13-3:** Motor paso a paso NEMA 23

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

$$w = rpm * \frac{2\pi rad}{60 s} \quad (7)$$

Donde:

$w$  = velocidad angular

$rpm$  = número de revoluciones por minuto

Entonces, se obtuvo:

$$\begin{aligned} w &= 1000 * \frac{2\pi rad}{60 s} \\ w &= 104,71 \frac{rad}{s} \\ v &= w * r \frac{m}{s} \end{aligned} \quad (8)$$

Donde:

$v$  = velocidad lineal

$w$  = velocidad angular

$r$  = radio

Entonces, se obtuvo:

$$v = 104,71 * 6,35 \frac{m}{s}$$

### 3.6 Automatización del equipo

Mediante la automatización del prototipo se busca programar las terapias de rehabilitación bajo los parámetros correspondientes, permitiendo así que las rutinas se realicen de forma autónoma.

### 3.6.1 Controlador

Este es un circuito integrado programable que contiene internamente todos los componentes de un computador, mediante este se realiza el control de los actuadores, y motores que cuenta el prototipo. Los parámetros que se desea controlar son la velocidad, tiempo de funcionamiento y el avance de los actuadores lineales.

#### 3.6.1.1 Selección de controlador

En la tabla 26-3 se puede apreciar una comparación de tres tipos de controladores que permiten controlar los parámetros establecidos previamente. Para la selección del controlador se considera que este sea de la gama open source y el que reúna las características apropiadas para la automatización del prototipo.

**Tabla 26-3:** Características de micro controlador

<b>Modelo</b>	<b>Arduino NANO</b>	<b>Arduino UNO</b>	<b>Arduino MEGA</b>
Micro controlador	ATmega 328	ATmega 328P	ATmega2560
Voltaje de operación	5Vcc	5Vcc	5V cc
Memoria	32 Kb	32Kb	256 Kb
Sram	2Kb	2Kb	8Kb
Velocidad reloj	16MHz	16 MHz	16 MHz
Analog Pins	8	6	16
Corriente per I/O Pins	40mA(I/O Pins)	20mA(I/O Pins)	20mA(I/O Pins)
Digital I/O Pins	22 pines de salida de los cuales 6 pines son PWM	14 pines de salida de los cuales 6 pines son PWM	54 pines de salida de los cuales 15 pines son PWM

**Fuente:** (Novillo & Hernández, 2018).

**Realizado por:** Vallejo R, Mangui A, 2021

Mediante un análisis de las características de los controladores expuestos en la tabla 27-3 se procede a seleccionar el controlador mega atmega 2560, este es de la gama open source, es de fácil adquisición y cuenta con 54 pines de salida (OUTPUT), de las cuales 15 son de control PWM para el control de velocidad de los motores.



**Figura 14-3:** Placa Arduino

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.6.2 Selección del driver para motor del actuador lineal eléctrico

Para realiza un control adecuado de los actuadores lineales se requiere de un driver, este nos permitirá establecer los parámetros de velocidad, posición y accionamiento de los actuadores.

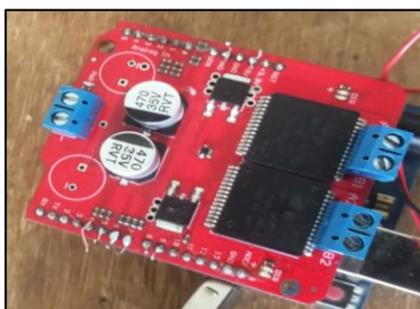
Para la selección del driver se considera el voltaje y amperaje que demanda el actuador para su adecuado funcionamiento, en la tabla 27-3 se detallan las características de drivers que pueden acoplarse a los requerimientos que nos permitan el control de los actuadores lineales.

**Tabla 27-3:** Características del drive

Modelo	Puente h L298N	Módulo BTS 7960	Módulo VNH2SP30
Alimentación	5 V cc	5 V cc	5V cc
Intensidad máxima	3 A	43 A	30A
Voltaje máximo	7V dc a 46 V dc	27 V dc	16 v cc
Capacidad PWM		25 kHz	20 kHz
Protección sobretensión		Si	Si
Costo	Bajo	Alto	Bajo

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Considerando que los actuadores lineales eléctricos requieren de 12 V CC y 10 A para un adecuado funcionamiento, se opta por seleccionar el módulo vnh2sp3, este reúne las características apropiadas.



**Figura 15-3:** Driver vnh2sp30

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.6.3 Selección del driver para motor nema 23

Para genera el movimiento de rotación externa e interna en el pie se utilizó motores *stepper* nema 23 que acoplados a un mecanismo permite recrear estos movimientos, por lo cual, este debe contar con un circuito de potencia que facilite energizar el motor y permita el control del mismos. En la tabla 28-3 se exponen las características de los drivers que pueden permitir realizar esta función

**Tabla 28-3:** Características de driver

Modelo	Driver TB 6560	Driver dvr8825	Integrado A3967
Alimentación	5V	5 V	3.3 v o 5v
Tipo de motor	Bipolar, Unipolar	Bipolar	Bipolar
Corriente máxima	2A a 5A Max	1,5 A – 2,2A Max.	700mA
Voltaje máximo	3.3V cc a 24 V cc	8,2V cc a 45 V cc	6V cc a 30V cc
Costo	Alto	Bajo	Bajo
Control de Parámetros	Alto	Bajo	Bajo

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Dado que la nema 23 requiere ser alimentado de 12V- 2.1A para su adecuado funcionamiento, se selecciona el drive TB 6560, este l reúne las características necesarias para establecer un adecuado control en este tipo de motor, este tipo de drivers es idóneo para ser aplicado en el mecanismo requerido.



**Figura 16-3:** Modulo-driver TB 6560

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.6.4 Selección de fuente de alimentación

Para una adecuada selección de la fuente de alimentación se considera el voltaje y amperaje que requieren cada uno de los elementos que integran nuestro prototipo. En la tabla 29-3 se encuentran establecidos el amperaje y voltaje que requieren los dispositivos que conforman el prototipo.

**Tabla 29-3:** Voltaje y amperaje requerido por los elementos que constituyen el prototipo

Elementos	Amperaje (A)	Voltaje (V)	Total (A)
Actuadores lineales eléctricos	5	12	10
Motor paso a paso nema 23	2.1	12	2.1
Driver vnh2sp30	2	5	2
TB 6560	2	5	2
	<b>Total</b>		<b>16.1 A</b>

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Es así que una vez realizado un análisis se optó por una fuente conmutada de 12 V- 20 A la cual abastecerá adecuadamente demanda que requiere cada uno de los componentes que conforman el prototipo, esto nos asegura el perfecto funcionamiento del equipo.



**Figura 17-3:** Fuente conmutada 12v-20 A

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### ***3.6.5 Selección de elementos de seguridad eléctrica***

Con la finalidad de brindar un prototipo funcional, seguro y confortable nos planteamos los posibles escenarios que podrían presentarse durante la operatividad del prototipo, por lo tanto, se consideró que deberá contar con protecciones de seguridad para salvaguardar la integridad de los infantes y del prototipo.

### ***3.6.6 Botón paro de emergencia***

Los botones de paro de emergencia son elementos esenciales e indispensables en todo tipo maquinaria o equipo, este nos permite neutralizar de manera inmediata el funcionamiento del equipo si así se requiere.



**Figura 18-3:** Botón paro de emergencia

Fuente: (INDSAF, 2022)

### ***3.6.7 Final de carrera***

Estos dispositivos están diseñados para limitar la posición de los elementos móviles que conforman un equipo. Los finales de carrera cuentan con dos micro-contacts un abierto y un cerrado (NO/NC) los cuales cambian de estado cada vez que son alcanzados o accionados. El prototipo rehabilitador integra dos finales de carrera, estos se encuentran ubicados al inicio y final de las guías laterales para el espaldar. La función principal de estos dispositivos es impedir un descarrilamiento del espaldar el mismo que pudiera suceder debido a una mala operación del equipo.



**Figura 19-3:** Final de carrera

Fuente: (INDSAF, 2022)

**Tabla 30-3:** Características del final de carrera

Características	Descripción
Rango voltaje	250vac
Rango corriente	5 A
Resistencia contacto	$\leq 50m\Omega$
Vida útil	$\geq 10000$ ciclos

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

### 3.6.8 Luz piloto

Las luces piloto están diseñadas o se las emplean para llevar un control visual, es decir, estos dispositivos nos permiten identificar si el equipo se encuentra energizado o en funcionamiento., estos dispositivos deben ser localizados en un área estratégica que nos permita identificarla con facilidad.



**Figura 20-3: Final de carrera**

Fuente: (INDSAF, 2022)

### 3.7 Diagramas de conexión del prototipo

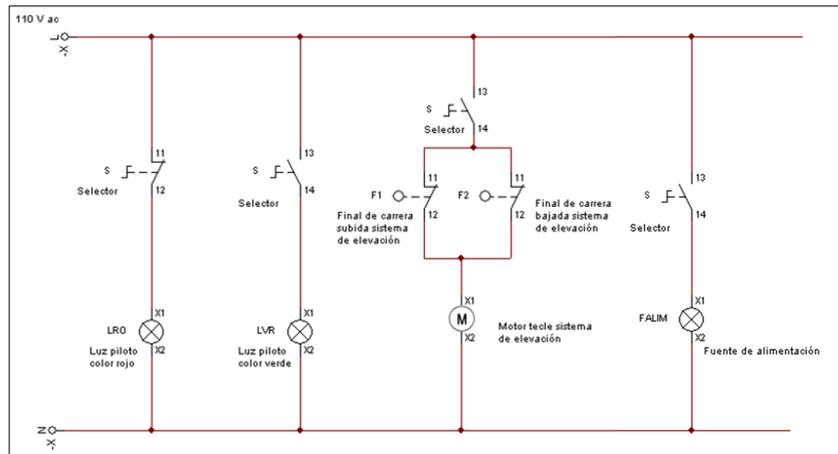
Este tipo de diagrama representa de manera gráfica los componentes que conforman el circuito eléctrico o electrónico del equipo, este nos permite identificar las conexiones realizadas a los elementos que intervienen

#### 3.7.1 Diagrama general de conexión eléctrica

A continuación, se observa la representación gráfica del circuito eléctrico cuyo funcionamiento es el siguiente:

El equipo cuenta con dos señales visuales una roja y otra verde, la primera nos indica si el equipo se encuentra energizado, para permitir el paso de energía a los diferentes sistemas o elementos se debe cambiar de posición del selector, con esta acción se encenderá la señal de color verde y apagará la roja, de esta manera el equipo y sus elementos se encontrarán totalmente energizados a la espera que se dé inicio al protocolo de rehabilitación.

Como medida de seguridad se emplea un botón de paro de emergencia, este se encarga de suspender el paso de energía proporcionado por la fuente.



**Figura 21-3:** Esquema de conexión eléctrico  
Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.7.2 Diagrama de conexión electrónico

En esta etapa se detallan las conexiones necesarias para establecer la comunicación entre arduino atmega2560 y los drivers para el adecuado funcionamiento de los elementos utilizados en el prototipo.

#### 3.7.2.1 Mecanismo A - conexión de actuadores

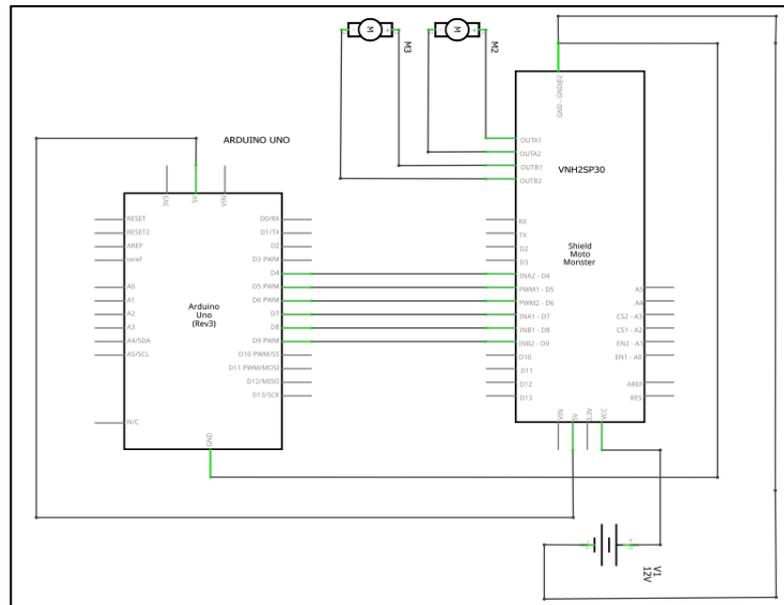
El mecanismo A está conformado por dos actuadores eléctricos de tipo lineal, estos disponen de motores dc de 12 V-5 A, por lo tanto, el control de estos se los realiza con la ayuda del módulo VNH2SP30, este módulo dispone de pines que nos permiten realizar el cambio de giro y control de velocidad en el motor. En la tabla 31-3 se detallan las funciones que ejecutan cada pin.

**Tabla 31-3:** Descripción de los pines utilizados

Nº	pin	Descripción
1	D4	Entrada 1 giro motor horario
2	D5	Entrada de PWM
3	D6	Entrada de PWM
4	D7	Entrada 1 giro motor horario
5	D8	Entrada 2 giro motor anti horario
6	D9	Entrada 2 giro motor anti horario
7	5V	Pin de alimentación para el driver
8	GND	Pin de tierra

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

El driver vnh2sp30 se conecta a los pines del arduino de 5V y GND para energizarlo, las salidas digitales 4,5,6,7,8 y 9 nos permiten realizar el control del avance, velocidad y sentido de giro en los actuadores lineales. Los motores requieren de una alimentación externa de 12V, este voltaje será proporcionado por la de la fuente de energía.



**Figura 22-3:** Esquema de conexión de los actuadores

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

### 3.7.2.2 Mecanismo B conexión de motor nema 23

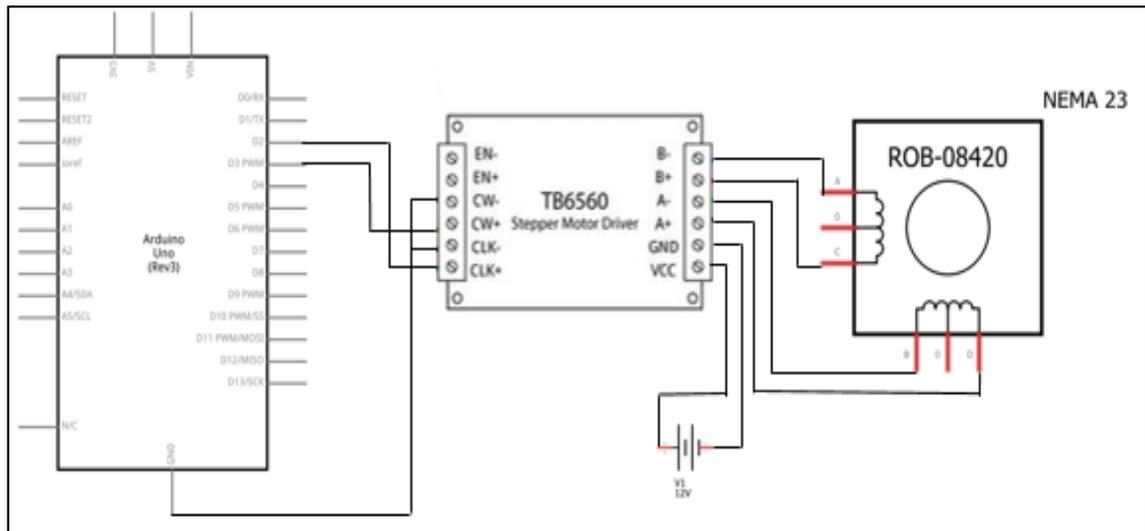
En este mecanismo se encuentra integrado por un motor paso a paso nema 23, este es controlado por un drive TB 6560, el mismo que cuenta con pines STEP y DIR que nos permiten realizar el control del sentido de giro del motor y el paso del mismo. En la tabla 32-3 se encuentra detalla la función que tendrá cada pin que conforma el módulo.

**Tabla 32-3:** Pines de conexión –Mecanismo B

N°	PIN	DESCRIPCIÓN
1	D2	Conexión CLK+ (DIR)
2	D3	Conexión CW+(STEP)
3	GND	Conexión CLK- y CW-
4	A+,A-,B+, B-	Conexión pines de entrada nema 23
5	5V	Pin de alimentación para el driver
6	GND	Pin de tierra
7	VCC	Conexión fuente 12Vcc

Realizado por: Vallejo R; Mangui A, 2021

Para un adecuado funcionamiento del módulo se requiere energizarlo de 12 V, este será suministrado por la fuente. Para establecer el control del drive mediante el arduino mega atmega2560 se conecta los pines CLK- y CW- al pin GND de la placa, mientras que CLK+ y CW+ se los conectan en los puertos 2 y 3 del arduino, estos serán los encargados del control de velocidad y el sentido de giro en los motores nema 23. En la figura 23-3 podemos observar las conexiones realizadas el funcionamiento del sistema B que conforma el prototipo.



**Figura 23-3:** Conexión drive TB 6560 con el motor nema 23

**Realizado por:** Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.8 Diseño de software del prototipo de rehabilitación.

Para el desarrollo de esta etapa del proyecto se considera los requerimientos que se generan del software, estos fueron identificados previamente al inicio de este capítulo.

#### 3.8.1 Selección de la plataforma para creación de la interfaz gráfica

Para seleccionar la plataforma adecuada para elaborar la interfaz gráfica se analizó el grado de interacción existen entre estas y la placa arduino, las herramientas que nos brinda cada una de estas y sobre todo que sea de la gama *open source*, esto nos permitirá reducir los costos para generar esta interfaz. En la tabla 33-3 se describe las características de tres plataformas que destacan es este campo.

**Tabla 33-3:** Plataformas para creación de interfaz grafica

Plataforma	Licencia	Comunicación Serial	Librerías
LABVIEW	Pagada	Si	Múltiples
PYTHON	Open Source	Si	Múltiples
MATHLAB	Pagada	Si	Múltiples

**Realizado por:** Vallejo R, Mangui A, 2021

Para el desarrollo de la interfaz se seleccionó el *software python* debido a que es una plataforma de programación de código abierto y simplificado. Esta nos facilita diversas herramientas para crear códigos de manera flexible. En la figura 24-3 se puede apreciar la fuente de descarga del programa.

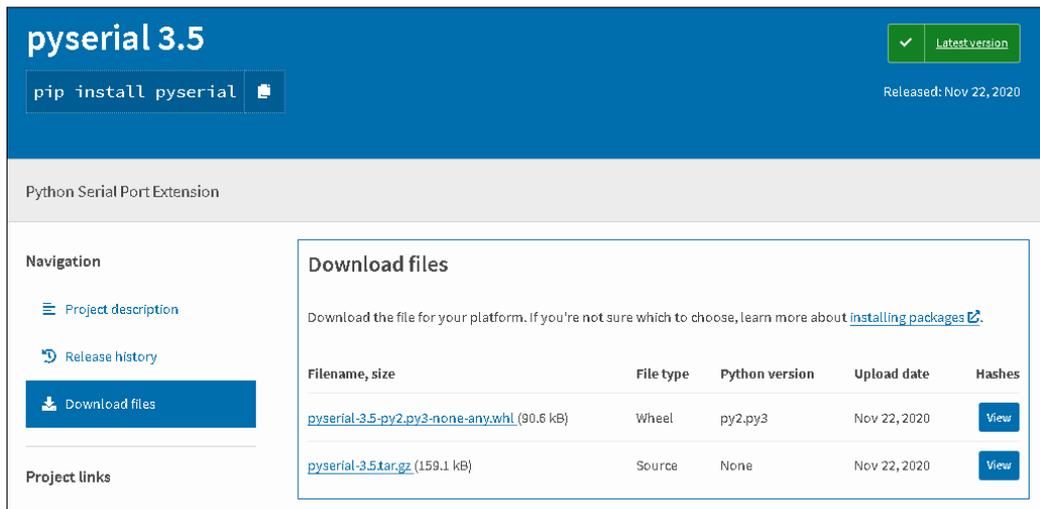


**Figura 24-3:** Fuente de descarga del programa Python

**Realizado por:** Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.8.2 Comunicación python- arduino.

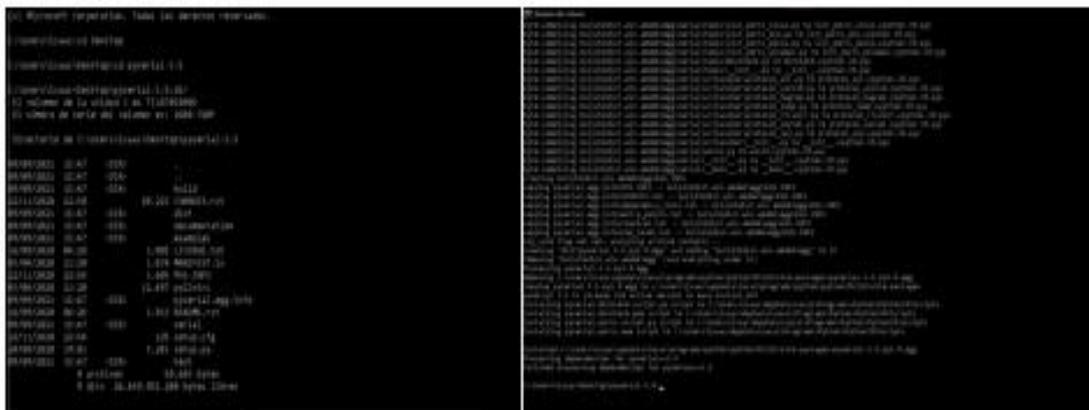
Después de haber instalado el software con todos sus complementos, es necesario la búsqueda e instalación del paquete para la comunicación e intercambio de datos de forma serial entre el *software* y placa arduino para ello se emplea la extensión pyserial 3.5. En la figura 25-3 se puede observar la fuente de descarga del *pyserial*



**Figura 25-3:** Fuente de descarga pyserial 3.5

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Para su instalación se ejecuta cmd de *Windows*, en este nos dirigimos a la carpeta pyserial 3.5 en la que se aloja la carpeta *setup*, en esta se encuentran todos los componentes que se requiere para la instalación. Para terminar con este proceso se ejecuta el comando *python setup.py install*, dando así inicio al proceso de instalación. Una vez finalizada la instalación se mostrará un mensaje indicándonos que el proceso ha culminado con éxito, esto lo podemos observar en la figura 26-3.



**Figura 26-3:** Configuración paquete pyserial 3.5

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Para establecer la comunicación serial entre la placa arduino con *python*, se utiliza las siguientes líneas de código, en estas que se compara si existe una conexión adecuada, para lo cual, primero se debe configurar *python* importando la extensión *import serial, time*, estas nos indicaran si existe una adecuada interacción entre las plataformas de desarrollo.

```

try:
    arduino=serial.Serial('COM3', 9600)
    print('Conexion Establecida')
except:
    print('cannot conect to the port')

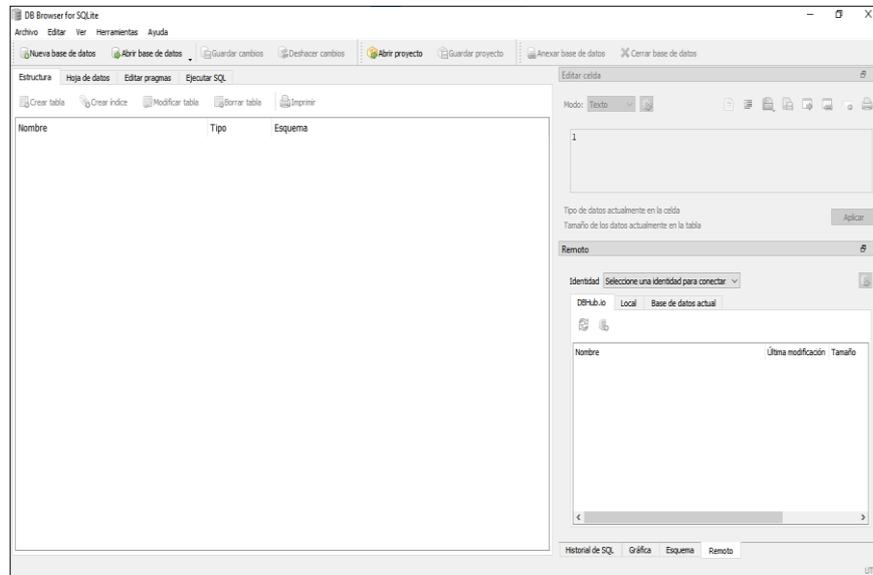
```

**Figura 27-3:** Comunicación python-arduino

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.8.3 Comunicación entre DB browser – Python

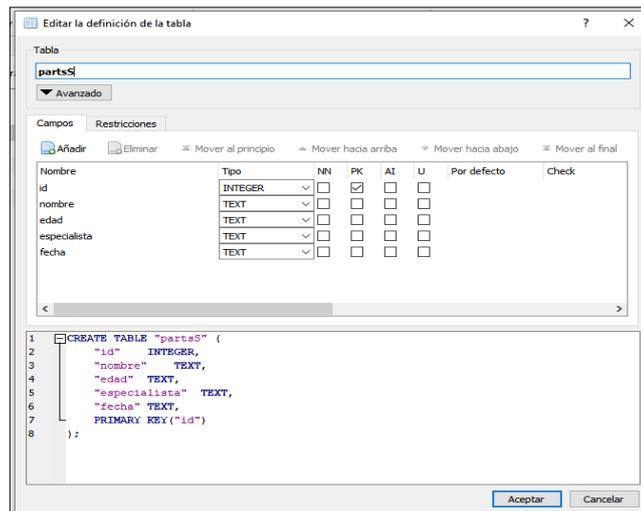
Para administrar la información del paciente es necesario crear una base de datos, esta nos permitirá guardar, editar y eliminar la información de los niños que reciben terapia en el prototipo, esta debe ser amigable con el usuario, e l desarrollo de la misma se realiza en el *software dbbrowser*. En la figura 28-3 se aprecia la interfaz del *software dbbrowser*.



**Figura 28-3:** Interfaz de DB browser

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

La base de datos nos permitirá registrar el nombre, la edad del paciente, la fecha que recibe la terapia y el nombre del especialista encargado, Para administrar esta información de manera ordenada y sencilla este software nos permite etiquetar las celdas con el nombre del campo que registrará. Para esto limitamos según corresponda si el registro de datos se lo va a realizar de manera textual o numérica.



**Figura 29-3:** Desarrollo de la tabla de la base de datos

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Mediante el comando `from db import database` se logra establecer conexión entre *python* y *db browser*, permitiendo el manejo de la información del paciente. Por otro lado, el comando `db=database('store.db')` permite acceder a esta información.

```
from db import Database

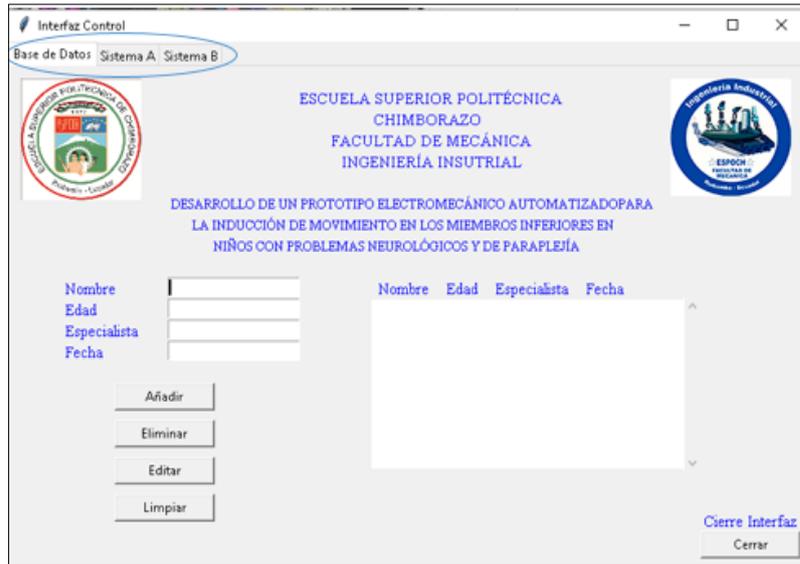
db = Database('store.db')
```

**Figura 30-3:** Interacción entre python y bd browser

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.8.4 Descripción de funcionamiento de la aplicación

La interfaz gráfica cuenta con una barra superior en donde encontramos tres pestañas, la primera nos permite ingresar a la base de datos en la misma que podremos añadir, editar y eliminar la información de los usuarios.



**Figura 31-3:** Interfaz de la base de datos

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

La pestaña “Sistema A” nos permite seleccionar los parámetros que se requieren para poner en marcha el sistema A, el mismo que se encarga de inducir los movimientos de flexo-extensión en la cadera, rodilla y pie. En la figura 32-3 se observa la ventana de control del sistema A



**Figura 32-3:** Interfaz gráfica para el sistema A.

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

La pestaña el “Sistema B” nos permite seleccionar los parámetros que se requiere para accionar el sistema B, este se encarga de inducir el movimiento de rotación interna y externa. En la figura 33-3 se observa los parámetros que permite controlar esta interfaz.



**Figura 33-3:** Interfaz gráfica del sistema B

**Realizado por:** Vallejo R, Mangui A, 2021

### 3.8.5 Programación en arduino

El control de los drivers de los motores utilizados en los sistemas se lo realiza mediante el software arduino *IDE*. Para iniciar con el proceso de programación se tiene que declarar las variables y librerías necesarias para su ejecución, posteriormente en el *void setup ()* se configura los pines digitales de la placa como salidas y se inicializa la comunicación serial

En la función *voidloop ()* describimos toda la lógica de programación necesaria para el control de los actuadores eléctricos lineales y del motor mena 23. Con la función *voidmotorgo ()* establecemos la comunicación con módulo vnh2sp30. Para desactivar el módulo se utiliza la función *voidmotorOff ()*. En el gráfico 4-3 se observa el diagrama de flujo del desarrollo del programa elaborado en arduino

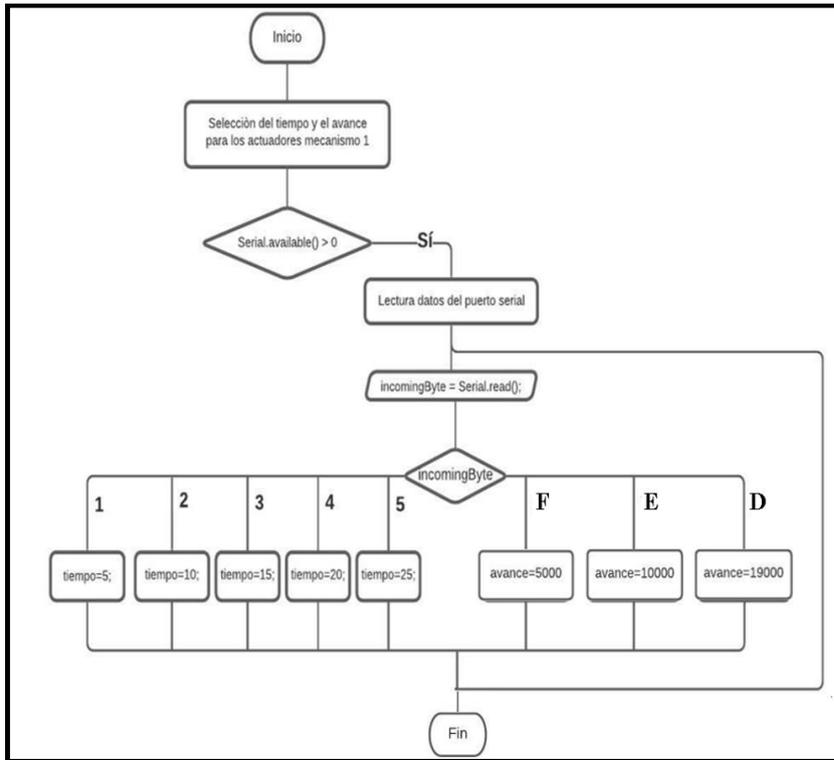


**Gráfico 4-3:** Diagrama de flujo de la programación en arduino

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

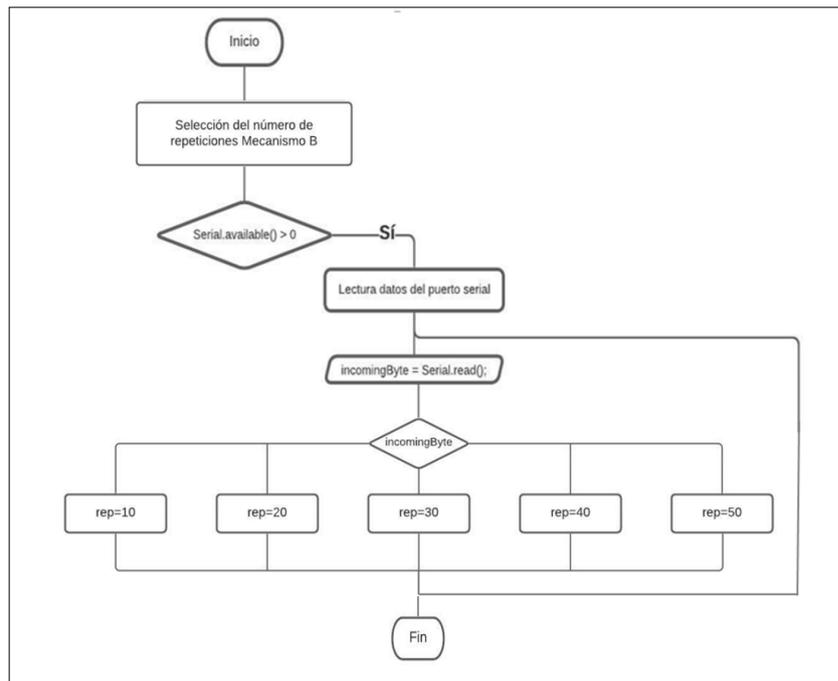
### 3.8.5.1 Diagrama de flujo de la programación en arduino.

En el gráfico 4-3 y gráfico 5-3 observamos cómo se procesa la información una vez seleccionada los parámetros de rehabilitación en la interfaz gráfica para los sistemas A y B del prototipo. En el gráfico 6-3 se observa el proceso que sigue la programación para la puesta en marcha de los sistemas del prototipo.



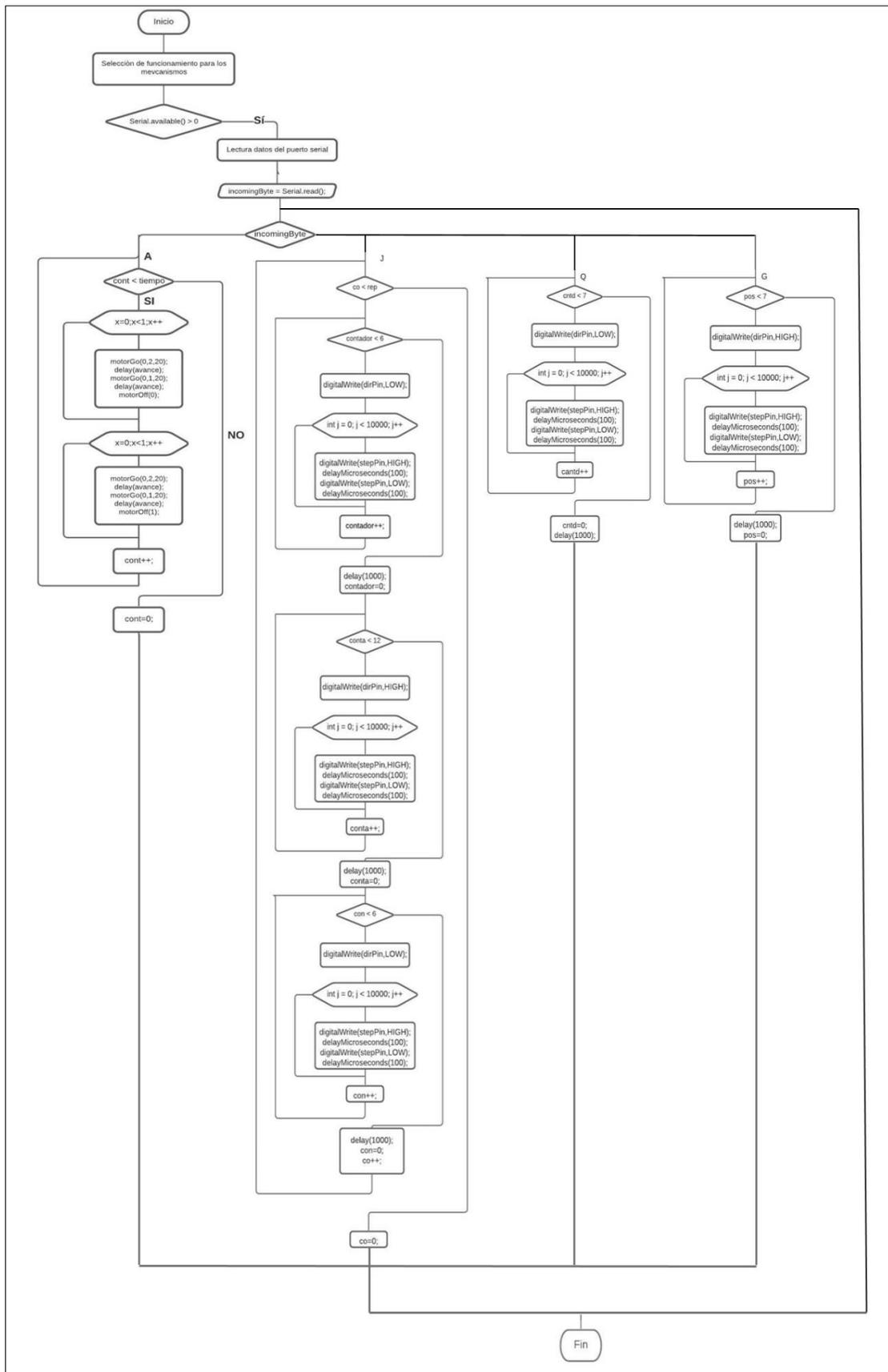
**Gráfico 5-3:** Diagrama de flujo selección de parámetros para el sistema A

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021



**Gráfico 6-3:** Diagrama de flujo selección de parámetros para el sistema B

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

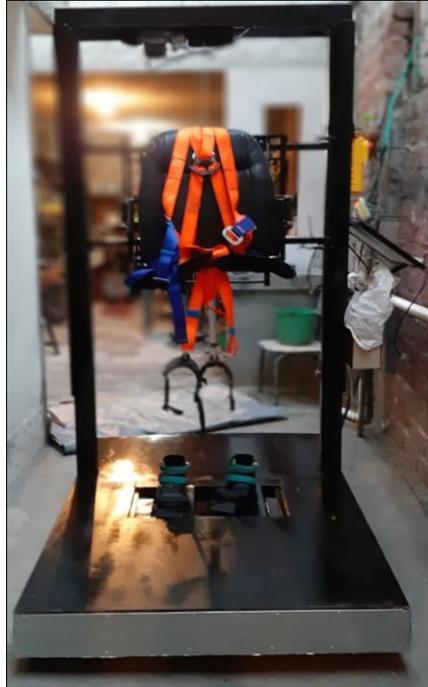


**Gráfico 7-3:** Diagrama de flujo funcionamiento de los sistemas

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

### 3.9 Resultados

En este capítulo se plasman los resultados obtenidos en las pruebas realizadas al prototipo tanto en la interacción serial entre los softwares, como en los procesos de ejercitación, esto nos permite garantizar que el equipo se encuentra operando bajo los parámetros y requerimientos establecidos.

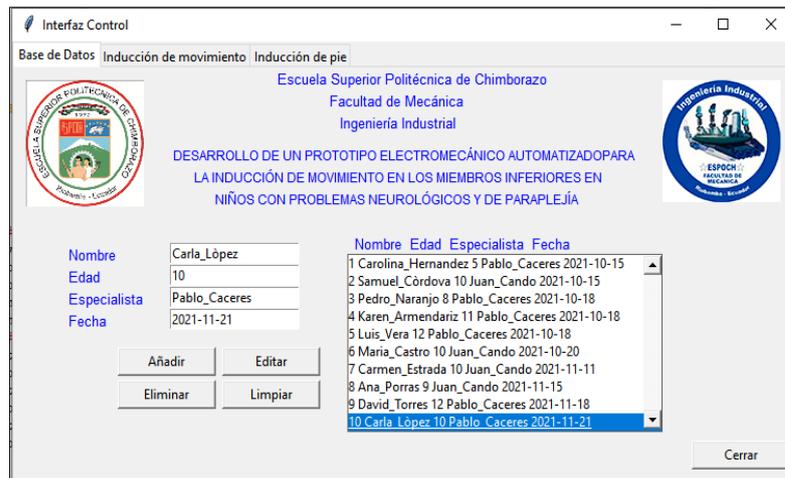


**Figura 34-3:** Prototipo terminado

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

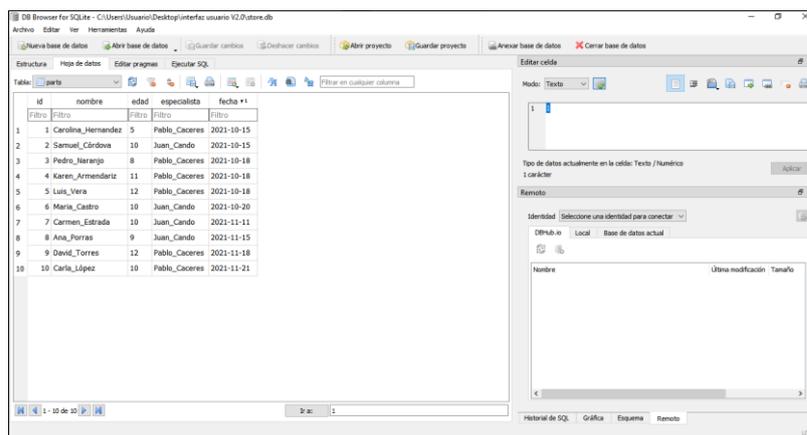
### 3.10 Validación de la base de datos

Mediante la interacción con la interfaz gráfica se puede administrar y controlar la base de datos, para constatar que esta se encuentre desarrollada correctamente se realizó una prueba de funcionalidad, donde se registró a 10 usuarios y posteriormente se verificó si la información se guardó de manera correcta en la base de datos



**Figura 35-3:** Interfaz gráfica de registro de datos

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021



**Figura 36-3:** Información agregada a la base de datos en DB Browser

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

En la figura 35-3 se observa la información que está siendo añadida a la base de datos y en la figura 36-3 se evidencia que esta información que se registró se guardó satisfactoriamente en la base de datos *db browser*, de esta manera constatamos que los campos para registrar esta información se encuentran en perfecto funcionamiento

Para comprobar que la interfaz nos permite editar la información que se registra en la base de datos procedemos a cambiar la información de 3 usuarios registrados previamente

Nombre Edad Especialista Fecha				
1	Carolina_Hernandez	5	Pablo_Caceres	2021-10-15
2	Samuel_Córdova	10	Juan_Cando	2021-10-15
3	Pedro_Naranjo	8	Pablo_Caceres	2021-10-18

	id	nombre	edad	especialista	fecha
	Filtro	Filtro	Filtro	Filtro	Filtro
1	1	Carolina_Hernandez	5	Pablo_Caceres	2021-10-15
2	2	Samuel_Córdova	10	Juan_Cando	2021-10-15
3	3	Pedro_Naranjo	8	Pablo_Caceres	2021-10-18

**Figura 37-3:** Datos anteriores de la base de datos

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Nombre Edad Especialista Fecha				
1	Ana_Hernandez	9	Juan_Cando	2021-10-18
2	Samuel_Hernandez	11	Juan_Cando	2021-11-15
3	Pedro_Cañar	13	Juan_Cando	2021-12-18

	id	nombre	edad	especialista	fecha
	Filtro	Filtro	Filtro	Filtro	Filtro
1	1	Ana_Hernandez	9	Juan_Cando	2021-10-18
2	2	Samuel_Hernandez	11	Juan_Cando	2021-11-15
3	3	Pedro_Cañar	13	Juan_Cando	2021-12-18

**Figura 38-3:** Datos actualizados

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Mediante la figura 37-3 y figura 38-3 podemos observar que la información editada, se ha actualizado en la base de datos., constatando así que la función editar se encuentra operando correctamente.

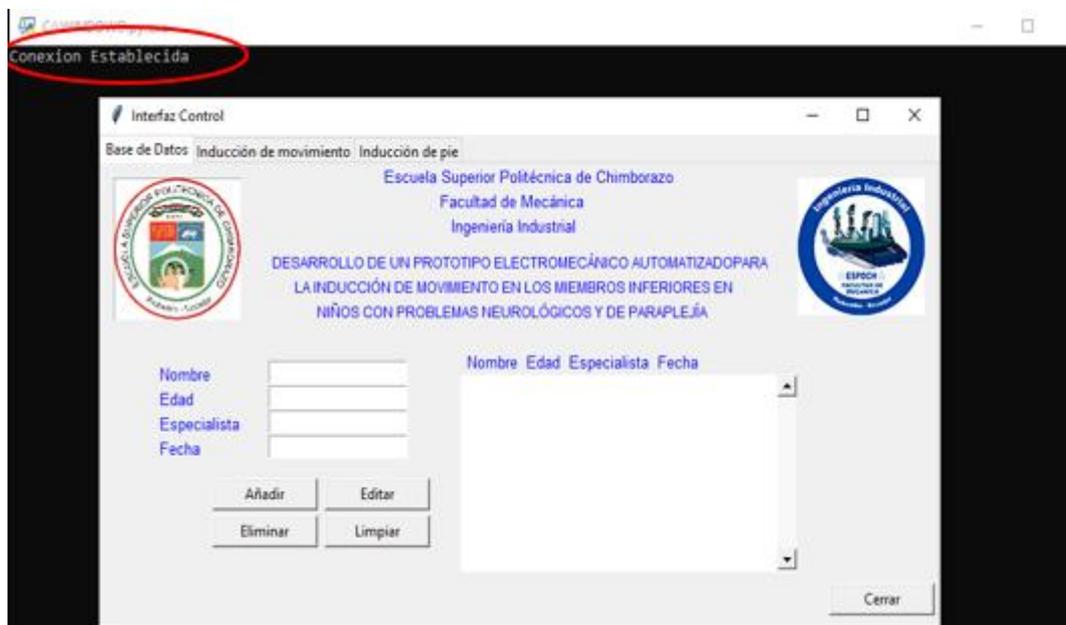
### 3.10.1 Validación de comunicación serial

En la figura 39-3 y figura 40-3 se puede observar que la comunicación entre arduino y *python* se establece correctamente.



**Figura 39-3:** Comprobación comunicación de idle de python

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

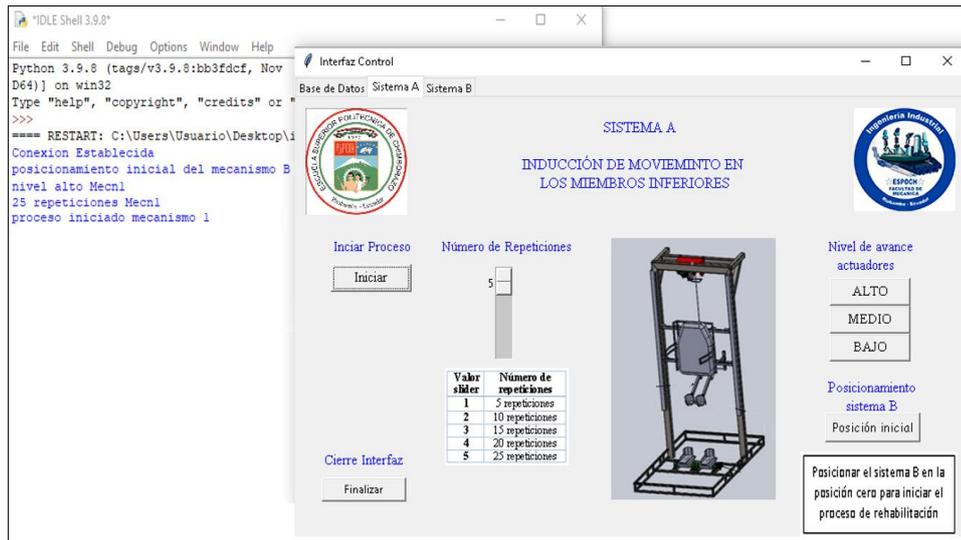


**Figura 40-3:** Comprobación comunicación CMD de Windows

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

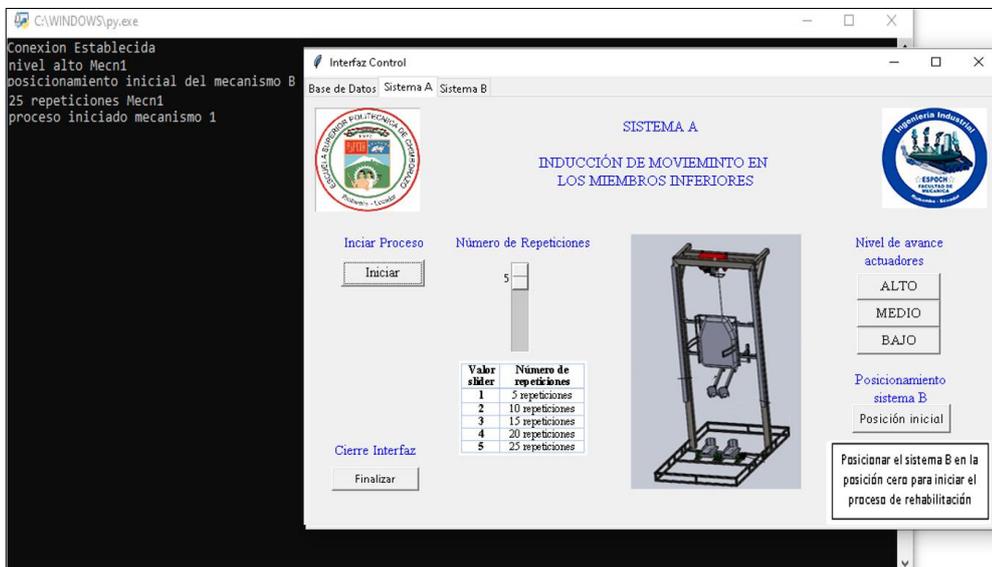
### 3.10.2 Validación de los comandos de la interfaz

Para constatar que los *commandbutton* cumplen con la función establecida procedemos a seleccionar en la interfaz los parámetros con los que se desea poner en marcha el sistema A y el sistema B, una vez seleccionados estos parámetros verificamos que en el entorno de *idle shell de python* y en el entorno de *cmd windows* se muestre los comandos seleccionados.



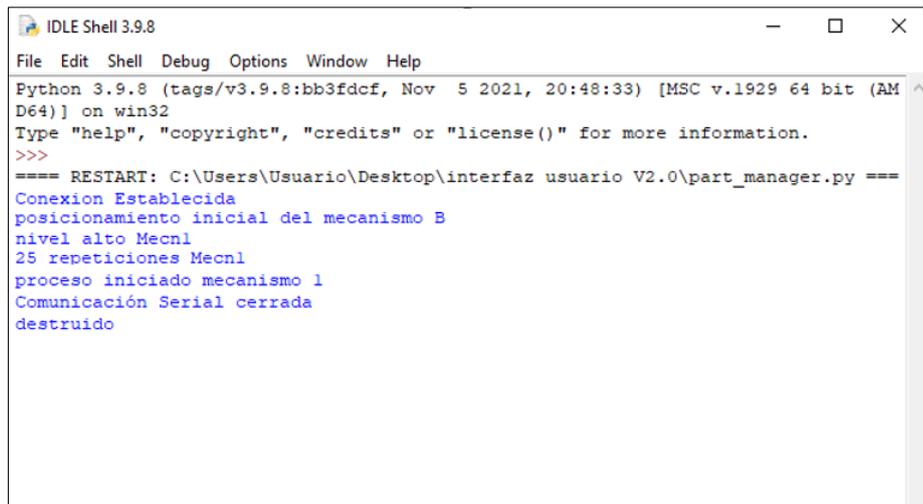
**Figura 41-3:** Comprobación de los commandbutton con idle shell

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021



**Figura 42-3:** Comprobación envío de información cmd windows

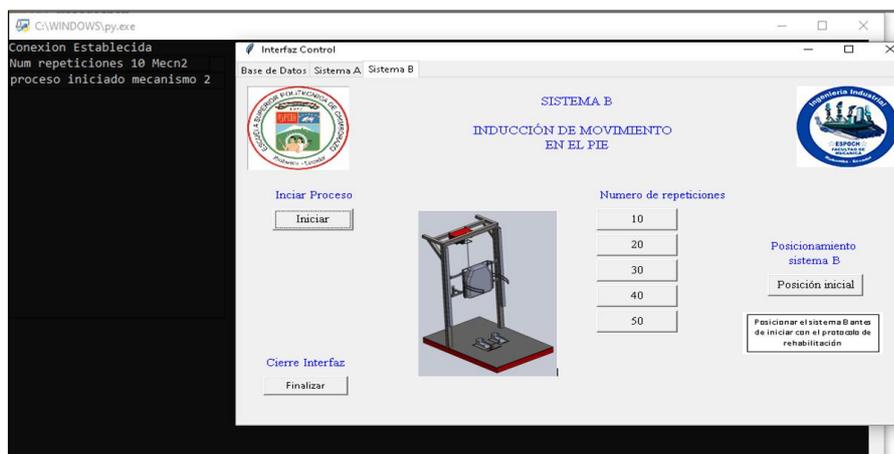
Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021



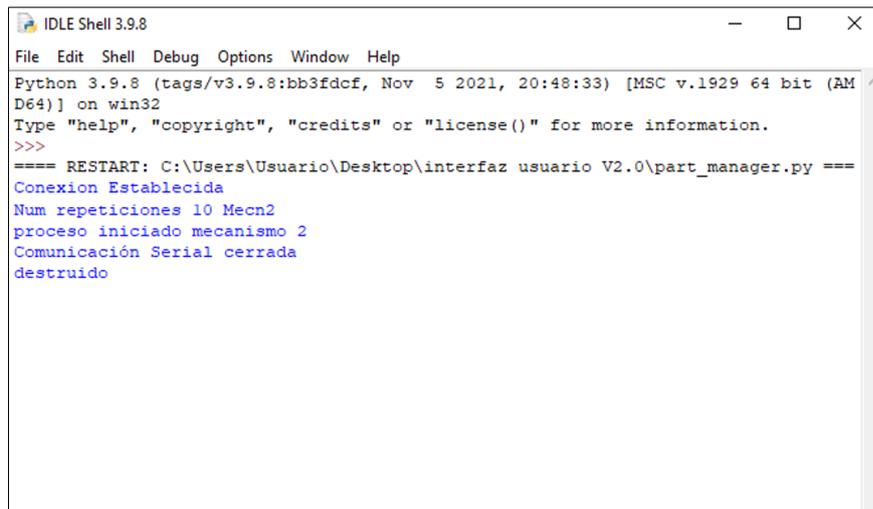
**Figura 43-3:** Comprobación del cierre de la interfaz idle de python  
 Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021



**Figura 44-3:** Comprobación envío de información IDLE Python  
 Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021



**Figura 45-3:** Comprobación envío de información CMD  
 Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021



```
Python 3.9.8 (tags/v3.9.8:bb3fddf, Nov 5 2021, 20:48:33) [MSC v.1929 64 bit (AMD64)] on win32
Type "help", "copyright", "credits" or "license()" for more information.
>>>
==== RESTART: C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\part_manager.py ====
Conexion Establecida
Num repeticiones 10 Mecn2
proceso iniciado mecanismo 2
Comunicación Serial cerrada
destruido
```

**Figura 46-3:** Comprobación del cierre de la interfaz

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

De la figura 41-3 a la figura 46-3 se puede constatar que los *commandbutton* se encuentran operando correctamente

### 3.11 Pruebas de funcionalidad del prototipo

Para constatar que el prototipo se encuentre operando bajo los parámetros establecidos se realizó las pruebas de funcionalidad correspondientes a cada sistema encargado de inducir movimiento a los miembros inferiores. Los sistemas fueron puesto a prueba en dos niñas de 7 y 12 años de edad

#### 3.11.1 Pruebas de funcionalidad del sistema A

Mediante las pruebas de funcionalidad de este sistema se desea conocer los grados de flexión y extensión que el sistema es capaz de inducir en los niveles establecidos (bajo, medio y alto) en la cadera, rodilla y tobillo de los infantes. Para la obtención de estos grados nos hemos basado en los lineamientos del método rula. En la figura 47-3 se puede observar el posicionamiento inicial de los infantes.

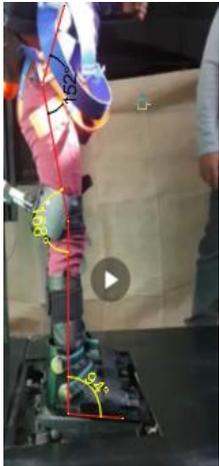
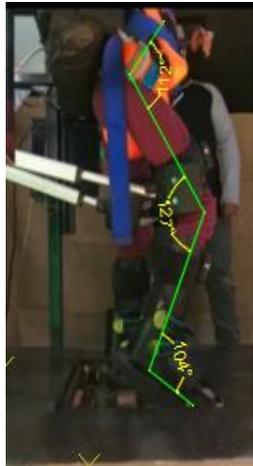


**Figura 47-3:** Posicionamiento inicial de los infantes

Realizado por: Vallejo R, Mangui A, 2021

Con la finalidad de establecer los rangos de movilidad que este sistema es capaz de generar se realizó las pruebas con dos infantes cuyas estaturas se encuentran dentro del rango establecido. En la tabla 34-3 y tabla 35-3 se puede observar los datos de los infantes con los que se realizó las pruebas y la aplicación del método rula.

**Tabla 34-3:** Pruebas de funcionalidad sistema A – P 1

Nombre	Edad	Peso (Kg)	Estatura (Cm)
Luciana Vallejo	7	18,14	122
Posición Inicial	Bajo	Medio	Alto
			

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

**Tabla 35-3:** Pruebas de funcionalidad sistema A – P 2

Nombre	Edad	Peso (Kg)	Estatura (Cm)
Sherley López	11	30	140
Posición Inicial	Bajo	Medio	Alto

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

Mediante la aplicación del método rula hemos obtenido los grados que el sistema es capaz de generar en cada nivel y extremidad. En la tabla 36-3 y tabla 37-3 se detallan los resultados obtenidos de este estudio

**Tabla 36-3:** Resultados obtenidos del sistema A –P 1

Extremidad	Nivel	Movimiento	Grados
Cadera	Bajo	Flexión-extensión	13°
	Medio		23°
	Alto		40°
Rodilla	Bajo	Flexión-extensión	12°
	Medio		27°
	Alto		41°
Tobillo	Bajo	Flexión-extensión	1°
	Medio		2°
	Alto		10°

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

**Tabla 37-3:** Resultados obtenidos del sistema A –P 2

<b>Extremidad</b>	<b>Nivel</b>	<b>Movimiento</b>	<b>Grados</b>
Cadera	Bajo	Flexión-extensión	24°
	Medio		45°
	Alto		53°
Rodilla	Bajo	Flexión-extensión	22°
	Medio		32°
	Alto		47°
Tobillo	Bajo	Flexión-extensión	2°
	Medio		4°
	Alto		8°

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

Se observa que los grados que el sistema genera varían de acuerdo a la estatura o antropometría de los infantes, por lo tanto, para garantizar que el sistema se cumple con los parámetros de funcionalidad establecidos se realizó una comparación entre los rangos planteados y los obtenidos.

### 3.12 Rangos planteados vs obtenidos-sistema A

Para determinar la variabilidad existente entre los rangos planteados vs los obtenidos y la eficiencia del sistema se evaluó el error porcentual existente y la eficiencia con la que el sistema induce movimiento a cada extremidad. En la tabla 38-3 se detallan los valores obtenidos vs los planteados.

**Tabla 38-3:** Rangos planteados vs obtenidos del sistema A

<b>Movimiento</b>	<b>Rangos Planteados</b>	<b>Rango Obtenido</b>
1) Cadera	0-50°	24° -53°
2) Rodilla	0° -50°	22° -47°
3) Tobillo	0°-10°	2°-8°

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

$$\text{Error porcentual} = \frac{\text{rango obtenido} - \text{rango planteado}}{\text{rango planteado}} * 100\% \quad (9)$$

- $Ep = \frac{53-50}{50} * 100\%$

$$Ep = 6\%$$

- $Ep = \frac{47-50}{50} * 100\%$

$$Ep = 6\%$$

- $Ep = \frac{8-10}{10} * 100\%$

$$Ep = 20\%$$

Mediante el análisis realizado se ha identificado que el error porcentual existente entre los datos planteados vs los obtenidos en la rodilla y cadera es el 6% y un 20% en el tobillo, por lo tanto, podemos asegurar que el sistema se encuentra operando bajo los parámetros establecidos.

$$Eficiencia = \frac{rango\ planteado}{rango\ obtenido} * 100\% \quad (10)$$

- $E = \frac{53}{50} * 100\%$

$$E = 106\%$$

- $E = \frac{47}{50} * 100\%$

$$E = 94\%$$

- $E = \frac{8}{10} * 100\%$

$$E = 80\%$$

$$ET = \frac{\sum E}{n} \quad (11)$$

Donde:

$ET$ = error total

$\sum E$ = Sumatoria de errores parciales

$n$ = total de pacientes

Entonces, se obtuvo:

$$ET = \frac{106\% + 94\% + 80\%}{3}$$

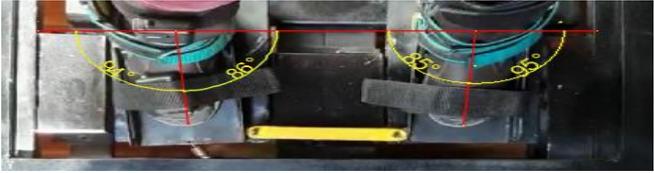
$$ET = 93,33\%$$

Por medio de los cálculos realizados se establece que el sistema cuenta con una eficiencia del 93,33%, esto nos permite asegurar que el sistema desarrollado es óptimo.

### 3.13 Pruebas de funcionalidad de sistema B

Para constatar que el sistema se encuentra operando bajo los parámetros establecidos se realizaron una serie de pruebas, estas nos ayudaron a obtener los grados de rotación interna y externa que el sistema es capaz de generar. En la tabla 39-3 se aprecia las pruebas de funcionalidad desarrolladas.

**Tabla 39-3:** Pruebas de funcionalidad del sistema B

Descripción	Análisis
Posición inicial	
Posición 1	
Posición 2	

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

Aplicando los principios del método rula se identificó los grados de rotación interna y externa que el sistema es capaz de inducir en los tobillos de los infantes. En la tabla 40-3 se describen los resultados obtenidos del estudio realizado.

**Tabla 40-3:** Resultados obtenidos sistema B

Extremidad	Movimiento	Grados °
Tobillo derecho	Rotación interna	21°
	Rotación externa	22°
Tobillo izquierdo	Rotación interna	14°
	Rotación externa	16°

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

### 3.14 Rangos planteados vs obtenidos – sistema B

Para determinar la eficiencia del sistema y el error porcentual existente entre los rangos planteados vs los generados se procedió a realizar los cálculos correspondientes. En la tabla 41-3 se detallan los valores obtenidos vs los planteados

**Tabla 41-3:** Rangos planteados vs obtenidos- sistema B

Extremidad	Movimiento	Rango planteado	Rangos obtenidos	
			Izq.	Der.
Tobillo	Rotación interna	0° - 25°	0° -20°;	0°-22°
	Rotación externa	0°- 10°	0°-10°	0°-9°

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

Una vez realizado los cálculos correspondientes entre los rangos obtenidos vs los planteados se identificó que los errores porcentuales existente en la rotación interna y externa para el tobillo izquierdo es del 20% y el 0% respectivamente, por otro lado, para el tobillo derecho se obtuvo un error porcentual del 12% en la rotación interna y el 10% en la rotación externa. Mediante los resultados del análisis efectuado podemos afirmar que el sistema induce los movimientos requeridos dentro los parámetros establecidos.

$$\text{Error porcentual} = \frac{\text{rango obtenido} - \text{rango planteado}}{\text{rango planteado}} * 100\%$$

#### Tobillo derecho

$$1) Ep_{intr} = \frac{25 - 22}{25} * 100\%$$

$$Ep_{intr} = 12\%$$

$$2) Ep_{extr} = \frac{10 - 9}{10} * 100\%$$

$$Ep_{extr} = 10\%$$

#### Tobillo izquierdo

$$1) Ep_{inter} = \frac{25 - 20}{25} * 100\%$$

$$Ep_{intr} = 20\%$$

$$2) Ep_{extr} = \frac{10 - 10}{10} * 100\%$$

$$Ep_{extr} = 0\%$$

Para evaluar la eficiencia con la que el sistema induce los movimientos en los rangos descritos se realizó los cálculos correspondientes para uno de ellos.

$$\text{Eficiencia} = (\text{rango obtenido})/(\text{rango planteado}) * 100 \quad (12)$$

### **Tobillo derecho**

$$E_{intr} = \frac{22}{25} * 100\%$$

$$E_{intr} = \mathbf{88\%}$$

$$2)E_{extr} = \frac{9}{10} * 100\%$$

$$E_{extr} = \mathbf{90\%}$$

### **Tobillo izquierdo**

$$1)E_{intr} = \frac{20}{25} * 100\%$$

$$E_{intr} = \mathbf{80\%}$$

$$2)E_{extr} = \frac{10}{10} * 100\%$$

$$E_{extr} = \mathbf{100\%}$$

Se identificó una eficiencia de 88% en rotación interna y del 90% en rotación externa para el tobillo derecho, con lo que respecta al tobillo izquierdo se cuenta con una eficiencia del 80% y 100% para la rotación interna y externa respectivamente.

$$Et = \frac{\sum E}{n}$$

#### **Rotación interna**

$$Et = \frac{88 + 80}{2}$$

$$Et = \mathbf{84\%}$$

#### **Rotación externa**

$$Et = \frac{90 + 100}{2}$$

$$Et = \mathbf{95\%}$$

A través del análisis efectuado se evidencia que el sistema induce los movimientos requeridos con un nivel de eficiencia del 84% en rotación interna y 95% en rotación externa, por lo tanto, podemos afirmar que este sistema cumple a cabalidad con la función para la cual fue diseñada

#### **3.14.1 Pruebas con software I-SEN**

Para corroborar la operatividad del prototipo desarrollado se realizó un análisis con el software I-SEN sensores inerciales en el cual se realizó la evaluación física de las extremidades en las que el prototipo induce movimiento, obteniendo los rangos de movilidad generados.



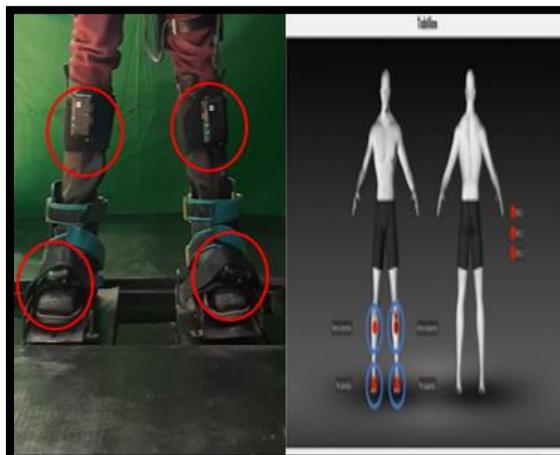
**Figura 48-3:** Posicionamiento de sensores inerciales

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

En la imagen se puede apreciar el posicionamiento de los sensores inerciales, el software nos indica donde debemos colocarlos de acuerdo al análisis que se desea realizar, para el estudio desarrollado se utilizó 7 sensores inerciales.

#### 3.14.1.1. Evaluación física del tobillo

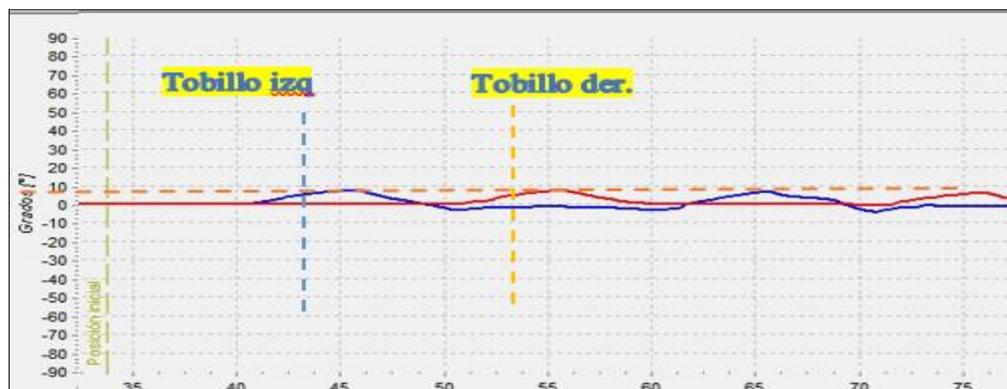
Con el fin de identificar los grados de movilidad que el equipo induce en esta extremidad, se realizó la evaluación física correspondiente, para esto se dispuso de 4 sensores inerciales los cuales fueron posicionados en las zonas indicadas por el software. En la figura 49-3 se aprecia el posicionamiento de los sensores inerciales en las extremidades del infante.



**Figura 49-3:** Posicionamiento de sensores inerciales - Tobillo

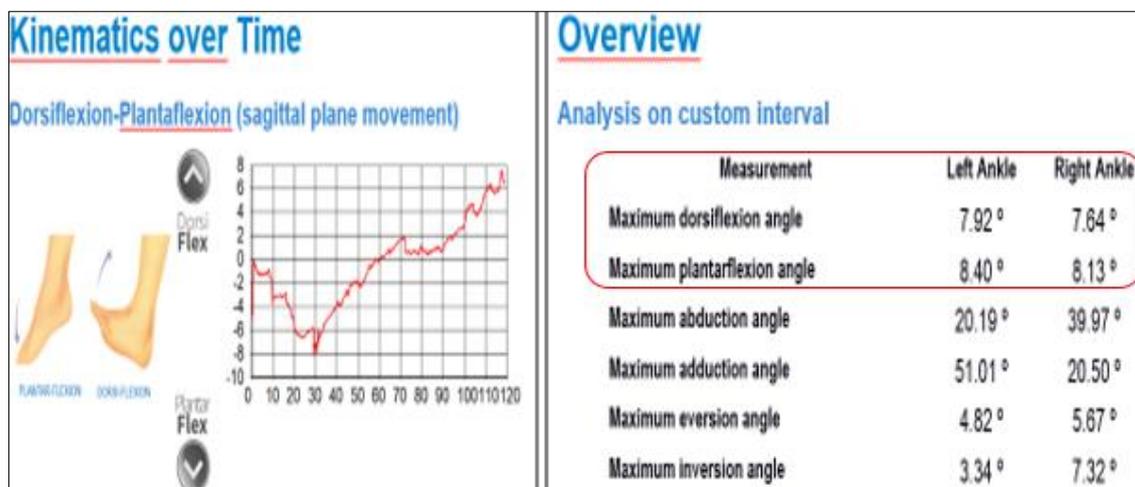
Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 202

Esta evaluación se la realizo con el infante P (1), en el nivel bajo del sistema A el cual nos permite inducir el movimiento de flexión en esta extremidad. Una vez finalizado esta evaluación se extrajeron las gráficas e informes que este software nos proporciona.



**Gráfico 8-3:** Gráfica grados vs tiempo

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021



**Figura 50-3:** Extracto del informe ISEN – Tobillo

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

Mediante el análisis realizado a las gráficas e informe proporcionado por el software, se identificó que el rango de flexión en el tobillo que el sistema induce es de 8,13° a 8,40° grados. Estos resultados se asemejan a los obtenidos anteriormente, por lo tanto, se corrobora la eficiencia del sistema en generar este tipo de movimiento.

### 3.14.1.2 Evaluación física de la cadera

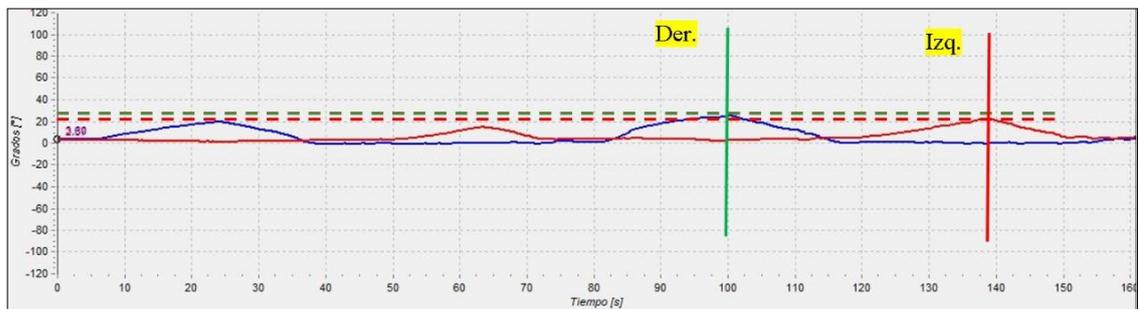
Con la finalidad de corroborar la eficiencia del sistema para inducir el movimiento de flexión en esta extremidad se procedió realizar la evaluación física con la ayuda de sensores inerciales. Esta

esta evaluación se realizó con el nivel medio de operatividad que el sistema nos proporciona, en la figura 51-3 se observa el posicionamiento de los sensores en las extremidades del infante (P1) de acuerdo a las indicaciones proporcionadas por el software.



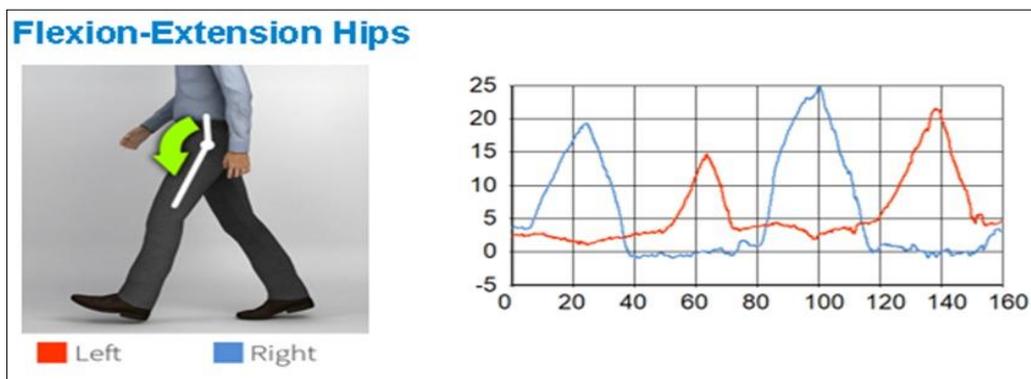
**Figura 51-3:** Posicionamiento de sensores inerciales -Cadera

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021



**Gráfico 9-3:** Gráfica grados vs tiempo – Cadera

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A2021



**Figura 52-3:** Extracto del informe ISEN- Cadera

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

Una vez interpretada el gráfico 8-3, observamos que el rango de flexión que se genera en la cadera se encuentra entre los 22° y 25° grados, los cuales se asemejan al rango obtenido de 23° (tabla 37-3), por lo tanto, se corrobora la eficiencia del 93% obtenida anteriormente.

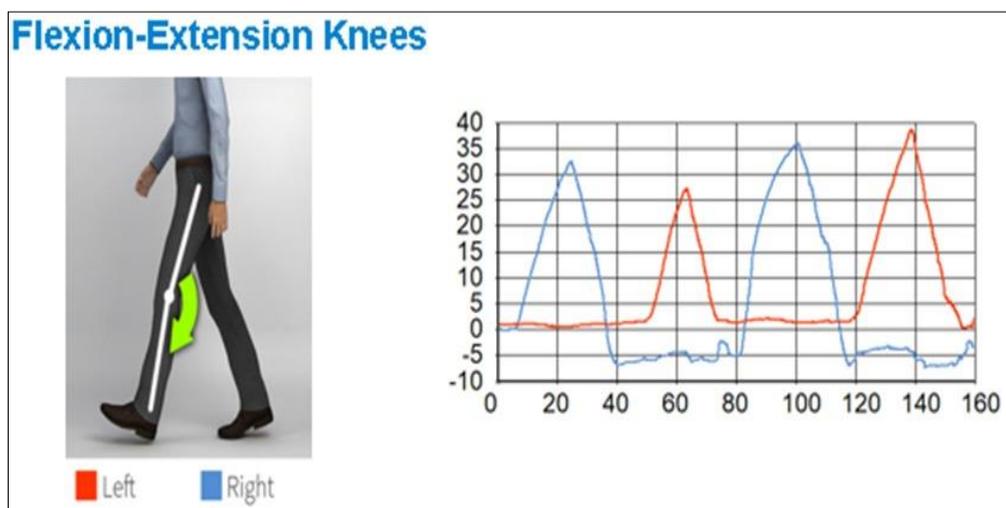
### 3.14.1.3 Evolución de la rodilla

La evaluación en esta extremidad se la realizo con el infante (P1), se seleccionó un nivel de avance alto y requirio de cuatro sensores ineciales. En la figura 53-3 se observa el posicionamiento de los sensores inerciales en las extremidades del infante.



**Figura 53-3:** Posicionamiento de sensores inerciales - Rodilla

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021



**Figura 54-3:** Extracto del informe ISEN- Rodilla

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021



**Gráfico 10-3:** Gráfica grados vs tiempo- Rodilla

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A2021

Una vez obtenidas las gráficas que el software nos proporciona una vez finalizado la evacuación física se identificó, que el sistema en el nivel alto es capaz de inducir un rango de flexión de  $36^{\circ}$  a  $39^{\circ}$  grados. Estos valores al ser cortejados con los resultados descritos en la Tabla 39-3 son semejantes, por lo cual, se comprueba la eficiencia del 93% calculada anteriormente.

## 4. Gestión del proyecto

### 4.1 Cronograma

Tabla 42-3: Cronograma del proyecto

ACTIVIDADES	MESES																							
	ABRIL				MAYO				JUNIO				JULIO				AGOSTO				SEPTIEMBRE			
	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4
Revisión bibliográfica en relación al tema en estudio	X	X																						
Análisis de la información sobre la rehabilitación de los miembros inferiores			X	X																				
Redacción del marco teórico					X	X	X																	
Identificación de requerimientos								X																
Recolección de medidas antropométricas									X															
Planteamiento de requerimientos										X														
Diseño en solidworks											X	X	X											
Análisis estáticos														X	X									
Correcciones del diseño															X	X								
Selección de elementos																	X							

Construcción del prototipo																	X	X	X	X				
Revisión de funcionalidad de los sistemas que conforman el prototipo																					X			
Pruebas de funcionalidad																						X		
Redacción de conclusiones y recomendaciones																								X

**Realizado por:** Vallejo, R; Mangui, A2021

## 4.2 Costos

**Tabla 43-3:** Costos del proyecto

N°	Costos Directos			TOTAL
	Descripción	Cant	Valor U	
1	Tubo cuadrado de 1" 2 mm espesor	5	\$13,00	\$65,00
2	Tubo cuadrado de 1,5"*3" 2 mm espesor	1	\$35,00	\$35,00
3	Tubo cuadrado de 50 x 50 x 3 mm	2	\$18,00	\$36,00
4	Tol de 0,75 mm	1	\$16,00	\$16,00
5	Rodamientos Lineal NTN BB16A de 10 mm	1	\$3,50	\$3,50
6	Rodamientos Lineal NTN BB16A de 12 mm	2	\$4,00	\$8,00
7	Plancha Triplex de 10 mm	1	\$23,00	\$23,00
8	Tornillo de potencias de 430 x 12 mm	1	\$30,00	\$30,00
9	Eje acerado de 500 x12 mm	2	\$3,00	\$6,00
10	Pernos y tuercas 1/2 "	20	\$0,75	\$15,00
11	Electrodo 6011E ( 3 lb)	3	\$3,50	\$10,50
12	Discos de corte	6	\$1,75	\$10,50
13	Disco de desbaste	3	\$2,25	\$6,75
14	Finales de carrera	2	\$1,50	\$3,00
15	Caja para componentes eléctricos- electrónicos	1	\$4,00	\$4,00
16	Motor paso a paso Nema 23	1	\$65,00	\$65,00
17	Arnés	1	\$70,00	\$70,00
18	Placa arduino mega	1	\$13,00	\$13,00
19	Botón paro de emergencia	1	\$5,50	\$5,50
20	Selector	1	\$3,50	\$3,50
21	Luz Piloto	2	\$2,50	\$5,00
22	Módulos relé	1	\$8,50	\$8,50
23	Actuadores lineales PA-14AP	2	\$90,00	\$180,00
24	Motor DC con caja reductora	2	\$50,00	\$100,00
25	Drive dvr 8825	1	\$7,00	\$7,00
26	Tecele century de 150 Kg	1	\$130,00	\$130,00
27	Controlador VNH 2SP30	1	\$16,00	\$16,00
28	Fondo	1	\$7,00	\$7,00
29	Pintura esmalte negra	2	\$6,00	\$12,00
30	Cable calibre 16 solido	5	\$0,80	\$4,00
31	Cable calibre 20 solido	5	\$0,25	\$1,25
32	Ruedas de 3pulg	4	\$7,00	\$28,00
33	Mano de obra	1	\$40,00	\$40,00
<b>Costos indirectos</b>				
1	Transporte	1	\$ 30,00	\$ 30,00
2	Impresiones	1	\$ 50,00	\$ 50,00
<b>Extras (10%)</b>				\$ 104,80
<b>Costo Total</b>				\$ 1.152,80

Realizado por: Vallejo, R; Mangui, A. 2021

## CONCLUSIONES

- Se realizó un prototipo electromecánico automatizado para la inducción de movimiento en los miembros inferiores para los niños con problemas neurológicos y de paraplejia, esta cuenta con un diseño capaz de adaptarse a la antropometría de los infantes cuyas edades se hallen comprendidas entre los 4 a 12 años de edad.
- Se seleccionó el hardware y software apropiado para la operatividad del prototipo generado una interfaz gráfica desarrollada en software de la gama open source que permite la inducción de los movimiento ajustados a los protocolos de rehabilitación determinados ; esta dispone de una base de datos que nos permite administrar la información de los niños.
- Se analizó la postura del paciente en el prototipo empleado el software ISEN y sensores inerciales el cual está conformado por tres sistemas. El sistema de elevación se encarga de posicionar a los infantes en la postura de bipedestación; este cuenta con una capacidad de carga de 150 kg y su carrera es de 180 cm. El sistema A es el encargado de inducir los movimientos de flexión en la cadera, rodilla y tobillo, cuenta con tres niveles de avance, alto, medio y bajo; el nivel alto tiene una capacidad de inducir movimiento en un rango de 40° a 53° grados en la cadera, de 41° a 47° en la rodilla y de 8° a 10° en el tobillo; en el nivel medio va de 23° a 45° en la cadera, de 27° a 32° en la rodilla y de 2° a 4° en el tobillo; en el nivel bajo en la cadera va de 13° a 24°, en la rodilla de 12° a 22° y en el tobillo de 1° a 2° grados. El sistema B induce el movimiento de rotación interna y externa en el tobillo; capaz de generar 22° en rotación interna y 10 ° en rotación externa
- Se evaluó la eficiencia de los sistemas encargados de inducir los movimientos establecidos se obtuvo un nivel de eficiencia del 93, 33% en el sistema A y un 89, 5% en el sistema B.

## **RECOMENDACIONES**

- Para precautelar la integridad de los pacientes y del prototipo, asegurarse que estos se encuentren bajo las especificaciones establecidas, de igual forma el personal encargado del proceso de rehabilitación debe familiarizarse con el equipo.
- Implementar al prototipo un sistema de electroterapia para fortalecer la rehabilitación de los miembros inferiores.
- Realizar un análisis que permita evaluar el confort del paciente durante el proceso de rehabilitación y de ser el caso reforzarlo.
- Realizar las correcciones pertinentes que permitan reducir el peso y tamaño del prototipo.
- Realizar un estudio que permita mejorar la eficiencia del equipo.

## **GLOSARIO:**

**Prototipo:** Modelo de una maquina u objeto diseñado para realizar una muestra (Acevedo & Bravo, 2017).

**Automatización:** Conjunto de componentes, sistemas mecánicos, electromecánicos e informáticos que cumplen una función con la mínima intervención del ser humano (Amerike, 2018).

**Modelado:** Acción y también al efecto del verbo modelar, que tiene el significado de otorgar forma de acuerdo a un referente o modelo (Duque, P;*et al.*, 2017, p.22).

**Sensor:** Es un dispositivo capacitado para captar acciones o estímulos externos y responder en consecuencia, permite captar la información del medio físico que nos rodea. Son también llamado entrada o input (BIOMEDIC, 2019)

**Eficiencia:** es el nivel de consecución de metas y objetivos se define como la relación entre los recursos utilizados en un proyecto y los logros conseguidos con el mismo. La eficacia hace referencia a nuestra capacidad para lograr lo que nos proponemos (Duque, P;*et al.*, 2017, p.24).

**La tensión de Von Mises:** es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles (Farías, 2017).

**Transmisión:** Conjunto de mecanismos que comunican el movimiento de un cuerpo a otro, alterando generalmente su velocidad, su sentido o su forma (NUÑEZ, U. 2018).

## BIBLIOGRAFÍA

- ARDUINO.** *Acerca de Arduino* [blog]. [Consulta: 10 noviembre 2021]. Disponible en: .  
<https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno#:~:text=El%20Arduino%20es%20una%20placa,en%20el%20entorno%20Arduino%20IDE>
- ACEVEDO, J; et al.** "Vista de Aplicación de tecnologías de rehabilitación robótica en niños con lesión del miembro superior". *Revista de la Universidad Industrial de Santander* [en línea], 2017, (Colombia) 49(1), pp. 103 - 114. [Consulta: 18 enero 2022]. Disponible en: <https://revistas.uis.edu.co/index.php/revistasaluduis/article/view/6199/6425>
- AMERIKE.** *El uso de la robótica en la rehabilitación* [blog]. [Consulta: 25 noviembre 2021]. Disponible en: <https://amerike.edu.mx/el-uso-de-la-robotica-en-la-rehabilitacion/>
- ARAUJO, P; et al.** "Diseño de dispositivo robótico para la rehabilitación y diagnóstico de extremidades inferiores". *HAL open science* [en línea], 2017, pp. 15–42. [Consulta: 10 diciembre 2021]. Disponible en: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01617039/document>
- BIOMEDIC.** *Sensores inerciales- STT*. [Consulta: 10 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.biomec.com.co/catalogos/nuevos/CATALOGO-SENSORES-INERCIALES-ISEN-STT.pdf>
- CHAPMAN, S.** *Máquinas eléctricas* [en línea]. 5ª ed. Australia: McGrawHill, 2012. [Consulta: 05 enero 2022]. Disponible en: [https://www.academia.edu/36699966/M%C3%A1quinas\\_El%C3%A9ctricas\\_5ta\\_Edici%C3%B3n\\_Stephen\\_J\\_Chapman\\_FREELIBROS\\_ORG](https://www.academia.edu/36699966/M%C3%A1quinas_El%C3%A9ctricas_5ta_Edici%C3%B3n_Stephen_J_Chapman_FREELIBROS_ORG)
- CORBETO, J.** *¿Qué es la kinesioterapia?*. thezone. [Consulta: 11 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.myprotein.es/thezone/entrenamiento/kinesioterapia/>
- DADEMUCH.** *Driver de motor DC – Electrónica de potencia* .2018. [Consulta: 05 diciembre 2021]. Disponible en: <https://dademuch.com/2018/04/26/driver-de-motor-dc-electronica-de-potencia/>
- DUFOUR, M.** "Anatomía del miembro inferior". *EMC* [en línea], 2012, (Francia) 14(4), pp. 1-12. [Consulta: 11 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.emc-consulte.com/es/article/763901/anatomia-del-miembro-inferior>
- DUQUE, P; et al.** "Metodología del diseño y modelado de un accionamiento mecánico" . *Scientia et Technica Año XXII* [en línea], 2017,22(1), pp. 24 - 33. [Consulta: 04 noviembre 2021]. Disponible en: <https://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/view/12801/10101>
- EQUIPO EDITORIAL.** *Fuente de Alimentación - Concepto, tipos y funciones*. Concepto. [Consulta: 18 noviembre 2021]. Disponible en: <https://concepto.de/fuente-de-alimentacion/>
- FARIAS, A.** *Actuadores y su clasificación*. Clasificación. [Consulta: 22 enero 2022]. Disponible en: <https://docplayer.es/49979382-Actuadores-existen-cuatro-tipos-de-sistemas-de-actuadores-neumaticos-hidraulicos-electricos-sistemas-neumaticos.html>

- GÚZMAN, C; et al.** "Análisis cinemático de un robot terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores". *Revista de la Ingeniería Industrial* [en línea], 2013, (Mexico) 7(1), pp. 21-30. [Consulta: 31 enero 2022]. Disponible en: [https://www.usfx.bo/nueva/vicerrectorado/citas/TECNOLOGICAS\\_20/Ingenieria\\_Industrial/GuzmanValdiviaIE2013.pdf](https://www.usfx.bo/nueva/vicerrectorado/citas/TECNOLOGICAS_20/Ingenieria_Industrial/GuzmanValdiviaIE2013.pdf)
- GUTIÉRREZ, J; et al.** "Avances tecnológicos en neurorrehabilitación" . *Revista de Investigación Clínica* [en línea], 2014, 66 (1), pp. 8-23. [Consulta: 31 enero 2022]. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revinvcli/nn-2014/nns141b.pdf>
- HOCOMA.** *Sistema de rehabilitación.* [Consulta: 15 enero 2022]. Disponible en: <https://www.hocoma.com/latam/>
- INDSAF.** *Botón Modular No Iluminado Paro de Emergencia.* Producto. [Consulta: 12 febrero 2022]. Disponible en: <https://indsaf.com.mx/producto/boton-modular-no-iluminado-paro-de-emergencia/>
- MANTILLA, A. & SANTA, M.** "Vista de Innovación y Tecnología en Fisioterapia Futuras herramientas de intervención". *Movimiento Científico* [en línea], 2017, 11 (1), pp. 30-41. [Consulta: 12 febrero 2022]. Disponible en: <https://revmovimientocientifico.iberu.edu.co/article/view/mct.11105>
- MARTINEZ, M., & RÍOS, A.** "La tecnología en rehabilitación: una aproximación conceptual". *Revista Ciencias de la Salud* [en línea], 2016, 4 (2), pp. 98-108. [Consulta: 20 febrero 2022]. Disponible en: <https://revistas.urosario.edu.co/index.php/revsalud/article/view/571/490>
- MONDRAGÓN, V., & LOBERA, J.** "Discapacidad Motriz: Guía didáctica para la inclusión en educación inicial y básica". *Guía didáctica para la inclusión en educación inicial y básica* [en línea], 2010. [Consulta: 12 enero 2022]. Disponible en: <http://rededucacionrural.mx/repositorio/educacin-para-poblaciones-con-necesidades-educativas-especiales/discapacidad-motriz-guia-didactica-para-la-inclusion-en-educacion-inicial-y-basica/>
- MORENO, M. E., & AMAYA, P.** "Paraplejía: pasado y futuro del ser". *Index de Enfermería* [en línea], 2009, Granada, 18(3). [Consulta: 03 febrero 2022]. Disponible en: [https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1132-12962009000300010#:~:text=Las%20personas%20con%20paraplejia%20necesitan,y%20sentirse%20motivados%20para%20continuar.&text=Por%20ello%20se%20esfuerzan%20por,de%20estar%20en%20el%20mundo.](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1132-12962009000300010#:~:text=Las%20personas%20con%20paraplejia%20necesitan,y%20sentirse%20motivados%20para%20continuar.&text=Por%20ello%20se%20esfuerzan%20por,de%20estar%20en%20el%20mundo.)
- MSP.** *Patrones de crecimiento.* Salud. [Consulta: 23 enero 2022]. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/salud/Paginas/primera-infancia-patrones-crecimiento-ninos-adolescentes.aspx#:~:text=Los%20patrones%20de%20crecimiento%20son,indicadores%20de%20salud%20y%20nutrici%C3%B3n.>
- NOVILLO, J; et al.** *Arduino y el internet de las cosas* [en línea]. España: 3ciencias, 2018. [Consulta: 10 febrero 2022]. Disponible en: <https://www.3ciencias.com/wp->

content/uploads/2018/10/ARDUINO-Y-EL-INTERNET-DE-LAS-COSAS.pdf

**NTN.** *Rodamientos de bolas: para guías lineales.* [Consulta: 11 enero 2022]. Disponible en <https://www.nten-snr.com/ball-bushings>

**NUÑEZ, U.** *Tornillos de potencia.* [Consulta: 21 enero 2022]. Disponible en: <https://www.xn--caractersticas-7lb.com/tornillos-de-potencia/>

**OMS.** *Rehabilitación.* [Consulta: 21 febrero 2022]. Disponible en: <https://www.paho.org/es/temas/rehabilitacion#:~:text=La%20rehabilitaci%C3%B3n%20es%20un%20conjunto,%2C%20trastorno%2C%20lesi%C3%B3n%20o%20trauma.>

**PEÑAFIEL LEÓN, Jessica Cecilia.** *Reeducación de la marcha en pacientes con problemas neurológicos mediante la aplicación de un equipo electromecánico creado para el efecto, en pacientes que acuden a ASOPLEJICAT [en línea] (Trabajo de Titulación). (Licenciatura) Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador. 2015. pp. 2-71.* [Consulta: 21 febrero 2022]. Disponible en: <https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/14236/2/Pe%c3%blafiel%20Le%c3%b3n%2c%20Jessica%20Cecilia%20.pdf>

**PÉREZ, M.** *¿Cuáles son los niveles de automatización en una organización?* [Consulta: 21 diciembre 2022]. Disponible en: <https://www.seika.com.mx/5-niveles-de-la-automatizacion-industrial/>

**PYTHON.** *Preguntas frecuentes generales sobre Python .* [Consulta: 15 diciembre 2022]. Disponible en: <https://docs.python.org/es/3/faq/general.html>

**REA, M; et al.** "Tratamiento de lesiones de rodilla mediante prototipo robot controlado por aplicaciones móviles". *Revista científica y tecnológica UPSE [en línea], 2021, (Ecuador) 8(2), pp. 12-26.* [Consulta: 20 febrero 2022]. Disponible en: <https://incyt.upse.edu.ec/ciencia/revistas/index.php/rctu/article/view/576/524#:~:text=En%20base%20a%20las%20investigaciones,producir%20el%20movimiento%20flexi%C3%B3n%2Dextensi%C3%B3n.>

**SOFTWARELAB.** *¿Qué es hardware y software? Definición y diferencias.* [Consulta: 21 enero 2022]. Disponible en: <https://www.ceupe.mx/blog/diferencias-entre-hardware-y-software.html#:~:text=Diferencia%20entre%20Hardware%20y%20Software&text=Los%20componentes%20de%20la%20computadora,se%20ejecutan%20en%20el%20hardware.>

**SOLIDBI.** *SOLIDWORKS - Qué es y para qué sirve.* [Consulta: 12 febrero 2022]. Disponible en: <https://www.ceupe.mx/blog/diferencias-entre-hardware-y-software.html#:~:text=Diferencia%20entre%20Hardware%20y%20Software&text=Los%20componentes%20de%20la%20computadora,se%20ejecutan%20en%20el%20hardware.>

**STRASSBURGUER, S; et al.** "Lesión Medular: Guía de manejo integral del paciente con LM crónica". *Aspaym Madrid [en línea], 2008, (España) 4(3).* [Consulta: 03 marzo 2022]. Disponible en: <https://www.aspaymmadrid.org/wp-content/uploads/2018/05/guia-manejo-integral-2013.pdf>

**TABOADELA, C.** *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales* [en línea]. Buenos Aires: Argentina, 2007. [Consulta: 12 marzo 2022]. Disponible en: <https://docs.google.com/viewer?a=v&pid=sites&srcid=ZGVmYXVsdGRvbWFpbnpYWRIdWNsYXNlc3ZhbGVyaWF8Z3g6MTI2MWI0NDQ4ZmIzMDkwZg>

**TERCESA.** *Motor de corriente continúa; tipos y partes.* [Consulta: 01 marzo 2022]. Disponible en: <https://tercesa.com/noticias/motor-de-corriente-continua-tipos-y-partes/>

**URENDES JIMENEZ, Eloy José.** Sistema robótico ambulatorio de rehabilitación de marcha. Solución integrada de inducción de movimientos y descarga parcial de peso del paciente [En línea] (Trabajo de Titulación). (Doctorado) Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España. 2018. pp.5-204. [Consulta: 12 diciembre 2021]. Disponible en: <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/27409#preview>

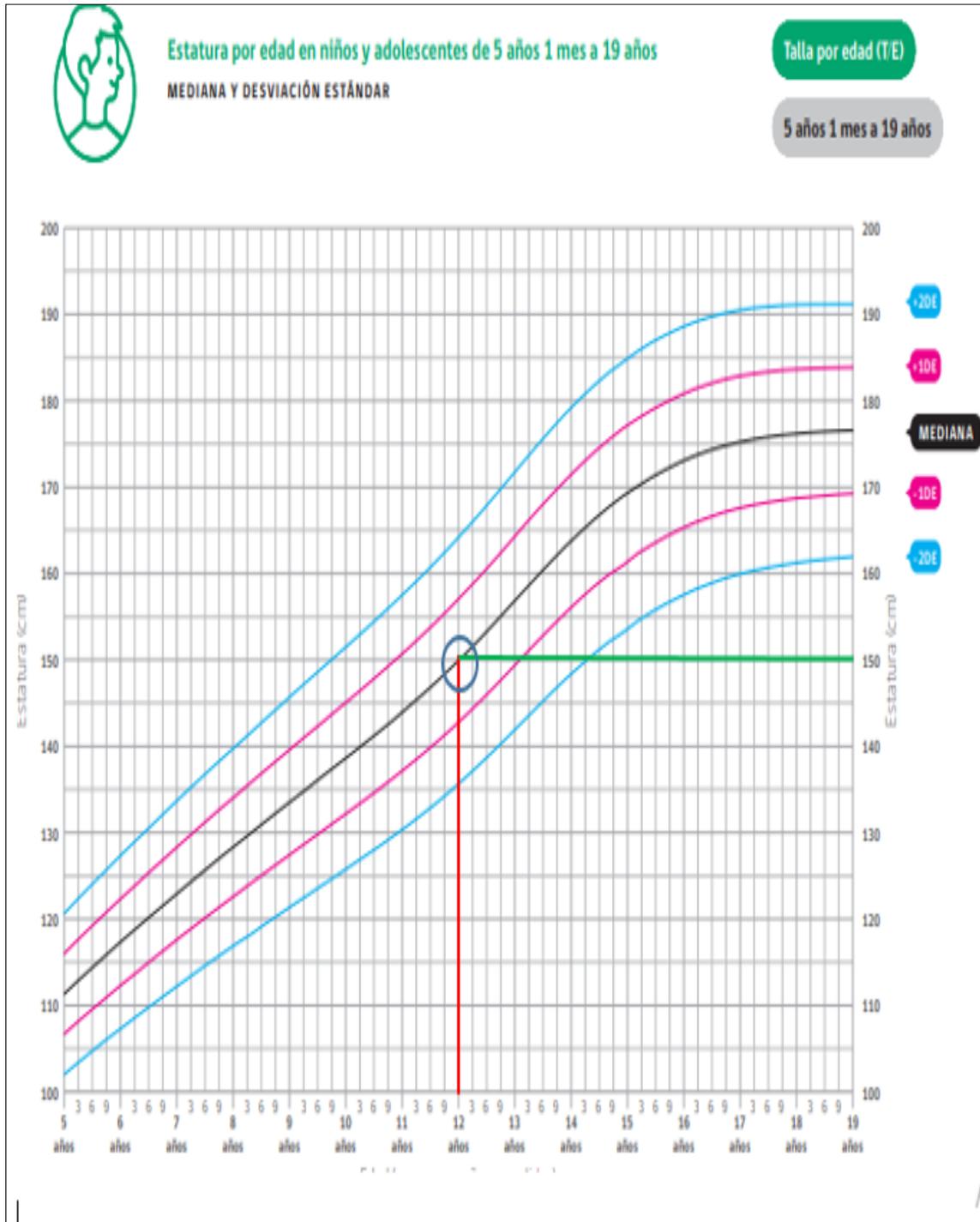
**VICTORIO, C.** *Parálisis cerebral infantil.* [Consulta: 28 diciembre 2021]. Disponible en: [https://www.cdc.gov/ncbddd/spanish/cp/index.html#:~:text=La%20par%C3%A1lisis%20cerebral%20infantil%20\(PCI,Unidos%20tiene%20par%C3%A1lisis%20cerebral%20infantil.](https://www.cdc.gov/ncbddd/spanish/cp/index.html#:~:text=La%20par%C3%A1lisis%20cerebral%20infantil%20(PCI,Unidos%20tiene%20par%C3%A1lisis%20cerebral%20infantil.)

**ZAMBRANO, S.; et al.** "Tratamientos y cuidado de los pacientes con problemas neurológicos". *Revista Científica de Investigación Del Mundo de Las Ciencias* [en línea], 2019, (Ecuador) 3(4), pp. 161 - 179. [Consulta: 22 enero 2022]. Disponible en: <https://reciamuc.com/index.php/RECIAMUC/article/view/404/486>

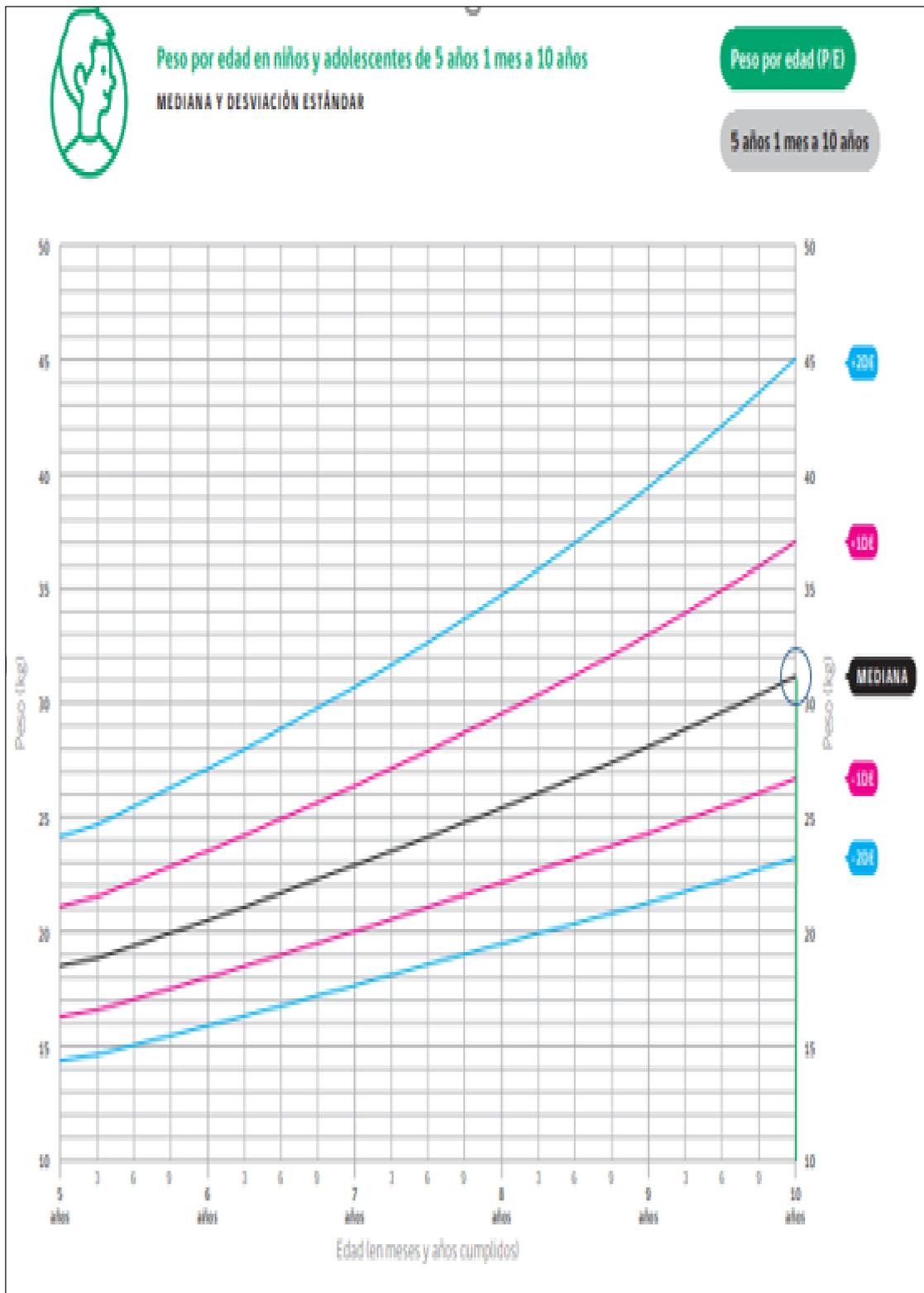
## ANEXOS

**ANEXO A:** tablas de estatura y peso de niños y niñas entre 5 y 19 años de edad

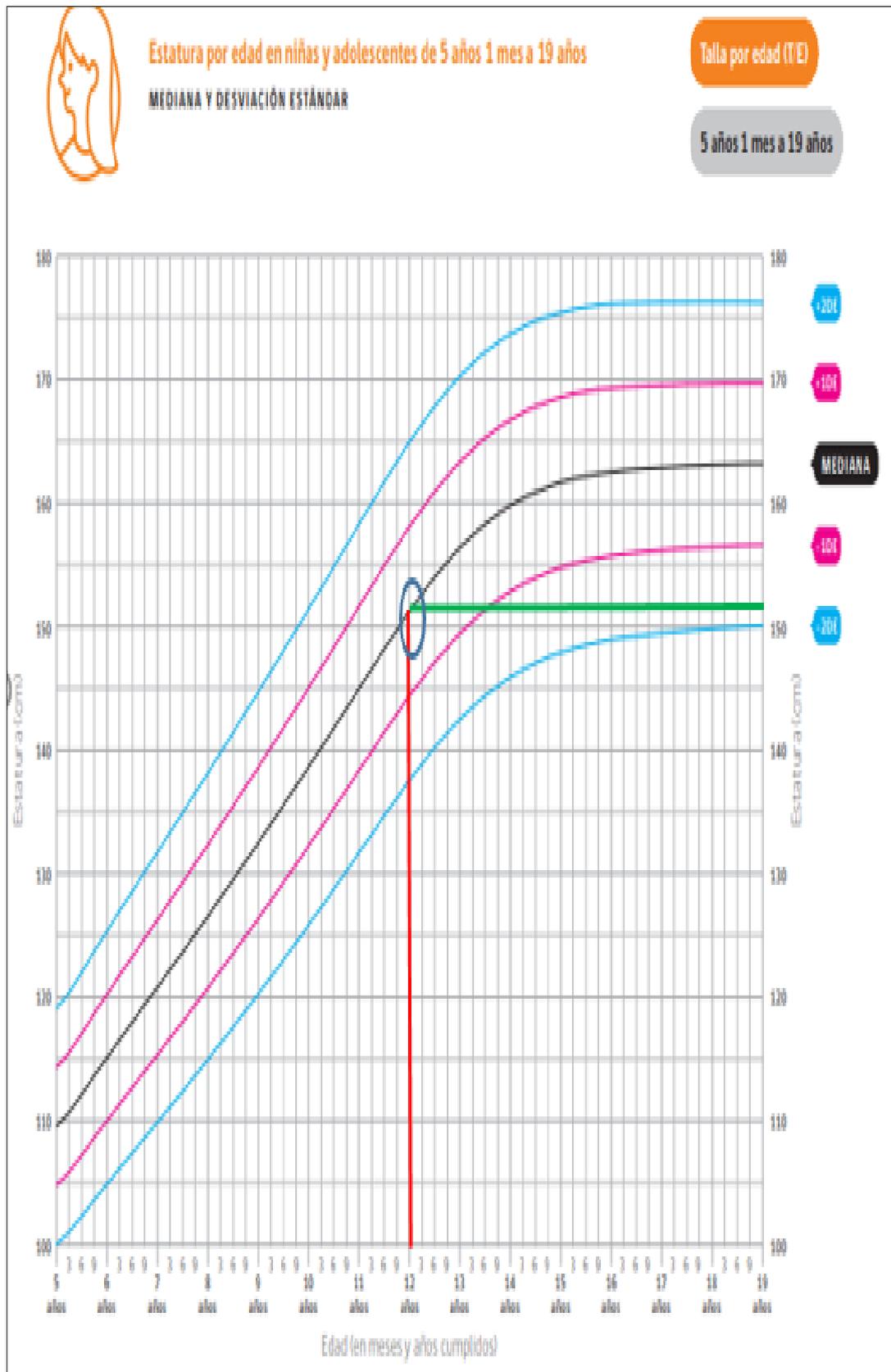
**Anexo A-1:** Estatura por edad en niños y adolescentes de 5 a 19 años de edad



## Anexo A-2 Peso por edad niños y adolescentes de 5 a 19 años de edad



Anexo A-3: Estatura por edad los niños entre 5 a 19 años de edad



Anexo A-4: Peso por edad en niñas de 5 a 10 años de edad

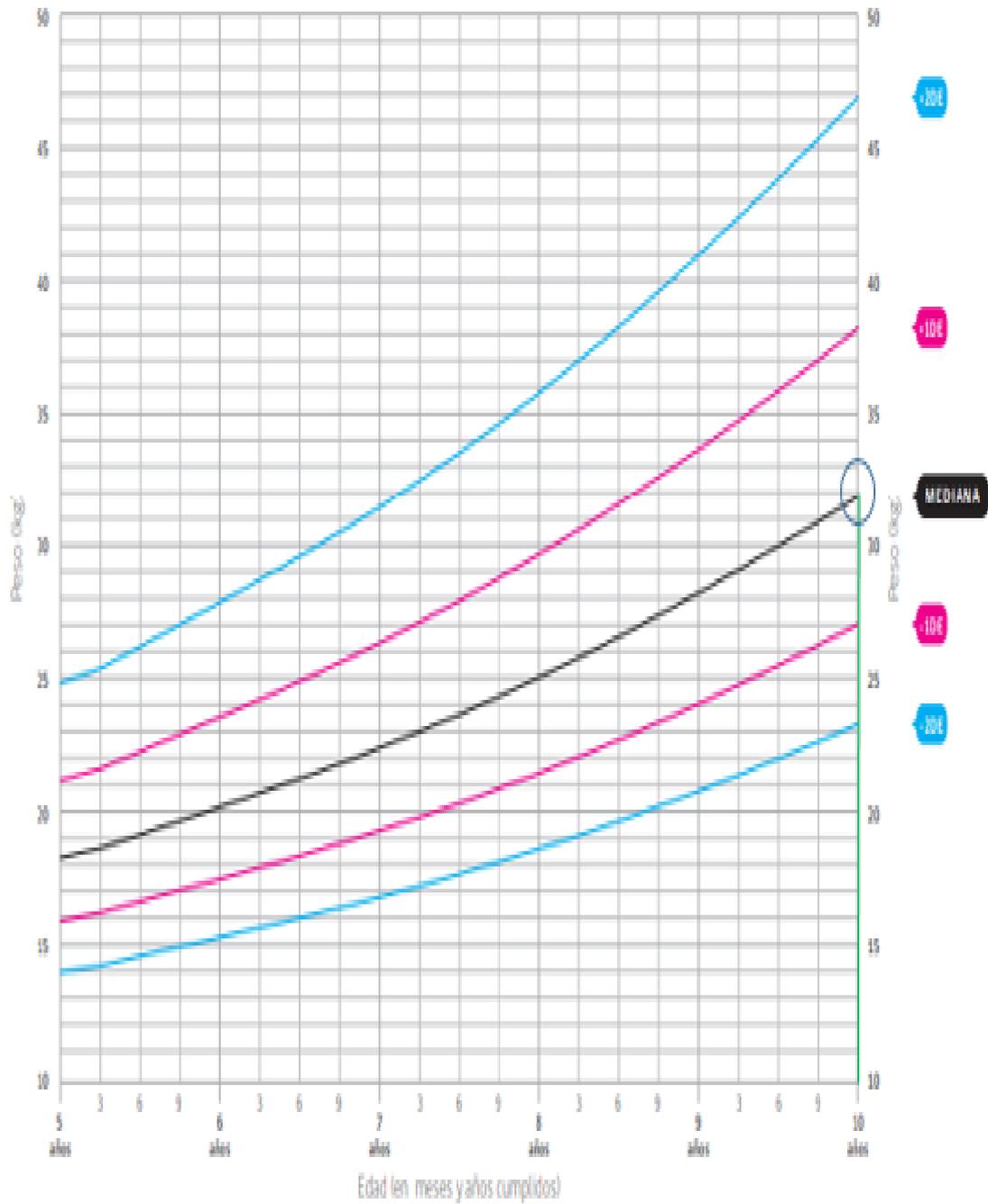


Peso por edad en niñas y adolescentes de 5 años 1 mes a 10 años

MEDIANA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR

Peso por edad (P/E)

5 años 1 mes a 10 años



**ANEXO B:** Medidas antropométricas y registro fotográfico de la actividad.

**Anexo B-1:** Tabla de dimensiones antropométricas



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
FACULTAD MECÁNICA  
CARRERA INGENIERÍA INDUSTRIAL



**TABLA DE DIMENSIONES ANTROPOMÉTRICAS**

Responsables: <i>Vallejo R, Mongui A</i>	Instrumento de medida: <i>Cinta métrica.</i>
Fecha: <i>Julio 16 2021.</i>	

Nº	Nombres y Apellidos	Medida ( cm )			
		Edad	Cadera	Muslo	Pie
1	<i>Valentina Procel</i>	12	68	37	21
2	<i>Gabriela Zamora</i>	12	68	38	22,5
3	<i>Emily Calaña</i>	12	83	41	21,5
4	<i>Genesis Alvarez</i>	12	72,5	34,5	21,5
5	<i>Lesli Mayansorua</i>	12	76,5	45	22,5
6	<i>Melida Guambo</i>	12	97,5	51,3	24,5
7	<i>Pamela Celbri</i>	12	67	40	22,5
8	<i>Valentina Perez</i>	12	65	38	21,5
9	<i>Estofania Valencia</i>	12	70	39,5	21,5
10	<i>Gabriela Castillo</i>	12	66	42	21,5
<b>Total</b>			733,5	403,3	220,5
<b>Media A</b>			73,35//	40,33//	22,05//

  
Roberto Vallejo  
C.I. 0603579640

  
Anthony Isaac Mangui Córdova  
C.I. 180478999-6

Anexo B-2: Registro fotográfico de la actividad “Toma de dimensiones antropométricas”



## ANEXO C: Datasheet de componentes del equipo.

### Anexo C-1: Datasheet de Arduino uno

### Technical Specification

EAGLE files: [arduino-1.0.1/boards/arduino-uno-1.0.1.dwg](#) Schematic: [arduino-1.0.1/boards/arduino-uno-1.0.1.sch](#)

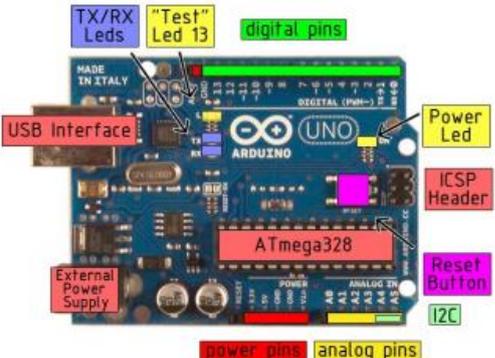
---

#### Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

---

the board



### Anexo C-2: Datasheet modulo controlador dvr8825

CP1	1		20	GND
CP2	2		21	nHOME
VCP	3		22	MODE2
VMA	4		23	MODE1
AOUT1	5		24	MODE0
ISENA	6		25	NC
AOUT2	7		26	STEP
BOUT2	8		27	nENBL
ISENB	9		28	DIR
BOUT1	10		29	DECAY
VMB	11		30	nFAULT
AVREF	12		31	nSLEEP
BVREF	13		32	nRESET
GND	14		33	V3P3OUT



#### Pin Functions

PIN	NAME	NO.	IO/I <sup>2</sup> S	DESCRIPTION	EXTERNAL COMPONENTS OR CONNECTIONS
<b>POWER AND GROUND</b>					
CP1	1		I/O	Charge pump flying capacitor	Connect a 0.01-µF 50-V capacitor between CP1 and CP2.
CP2	2		I/O	Charge pump flying capacitor	
GND	14, 28		—	Device ground	
VCP	3		I/O	High-side gate drive voltage	Connect a 0.1-µF 16-V ceramic capacitor and a 1-MΩ resistor to VMA.
VMA	4		—	Bridge A power supply	Connect to motor supply (8.2 to 45 V). Both pins must be connected to the same supply, bypassed with a 0.1-µF capacitor to GND, and connected to appropriate bulk capacitance.
VMB	11		—	Bridge B power supply	
V3P3OUT	15		O	3.3-V regulator output	Bypass to GND with a 0.47-µF 6.3-V ceramic capacitor. Can be used to supply VREF.
<b>CONTROL</b>					
AVREF	12		I	Bridge A current set reference input	Reference voltage for winding current set. Normally AVREF and BVREF are connected to the same voltage. Can be connected to V3P3OUT.
BVREF	13		I	Bridge B current set reference input	
DECAY	19		I	Decay mode	Low = slow decay; open = mixed decay; high = fast decay. Internal pulldown and pullup.
DIR	20		I	Direction input	Level sets the direction of stepping. Internal pulldown.
MODE0	24		I	Microstep mode 0	MODE0 through MODE2 set the step mode - full, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16, or 1/32 step. Internal pulldown.
MODE1	25		I	Microstep mode 1	
MODE2	26		I	Microstep mode 2	
NC	23		—	No connect	Leave this pin unconnected.
nENBL	21		I	Enable input	Logic high to disable device outputs and indexer operation, logic low to enable. Internal pulldown.
nRESET	16		I	Reset input	Active-low reset input initializes the indexer logic and disables the H-bridge outputs. Internal pulldown.
nSLEEP	17		I	Sleep mode input	Logic high to enable device, logic low to enter low-power sleep mode. Internal pulldown.
STEP	22		I	Step input	Rising edge causes the indexer to move one step. Internal pulldown.
<b>STATUS</b>					
nFAULT	18		OD	Fault	Logic low when in fault condition (overtemp, overcurrent)

Anexo C-3: Datasheet de actuador PA-14P

### Specifications

Load (LBS)		No Load Current (A)				Full Load Current (A)				Speed (Inch/sec)	
Dynamic	Static	12VDC	24VDC	36VDC	48VDC	12VDC	24VDC	36VDC	48VDC	No Load	Full Load
35	75	1.0	0.5	0.3	0.3	5.0	2.5	1.7	1.3	2.00	1.38
50	100	1.0	0.5	0.3	0.3	5.0	2.5	1.7	1.3	1.14	0.83
75	150	1.0	0.5	0.3	0.3	5.0	2.5	1.7	1.3	0.95	0.70
110	220	1.0	0.5	0.3	0.3	5.0	2.5	1.7	1.3	0.79	0.59
150	300	1.0	0.5	0.3	0.3	5.0	2.5	1.7	1.3	0.37	0.28

Stroke	1" to 40"
Limit Switch	Internal - Non-Adjustable
Limit Switch Feedback	Customizable
Screw Type	ACME Screw
Motor Type	Brushed or Brushless DC Motor
Connector Type	See Page 5
Wire Length	40" (customizable)
Housing Material	6062 Aluminum Alloy
Rod Material	Aluminum Alloy/Stainless Steel (customizable)
Gear Material	Polyformaldehyde (35 lbs only)/Powder Metallurgy Steel Alloy
Color (Shaft)	Silver
Color (Motor End)	Silver
Noise	<45dB
Duty Cycle	25% (5 minutes on, 15 minutes off)
Operational Temperature	-25°C to 65°C (-13°F to 149°F)
Protection Class	IP54 (IP65 customizable)
Feedback Options	Potentiometer (see page 5)
Certifications	CE/RoHS
Mounting Brackets	See Page 6
Mounting Ends	Customizable

Anexo C-4: Diagrama descriptivo del módulo vnh2sp30

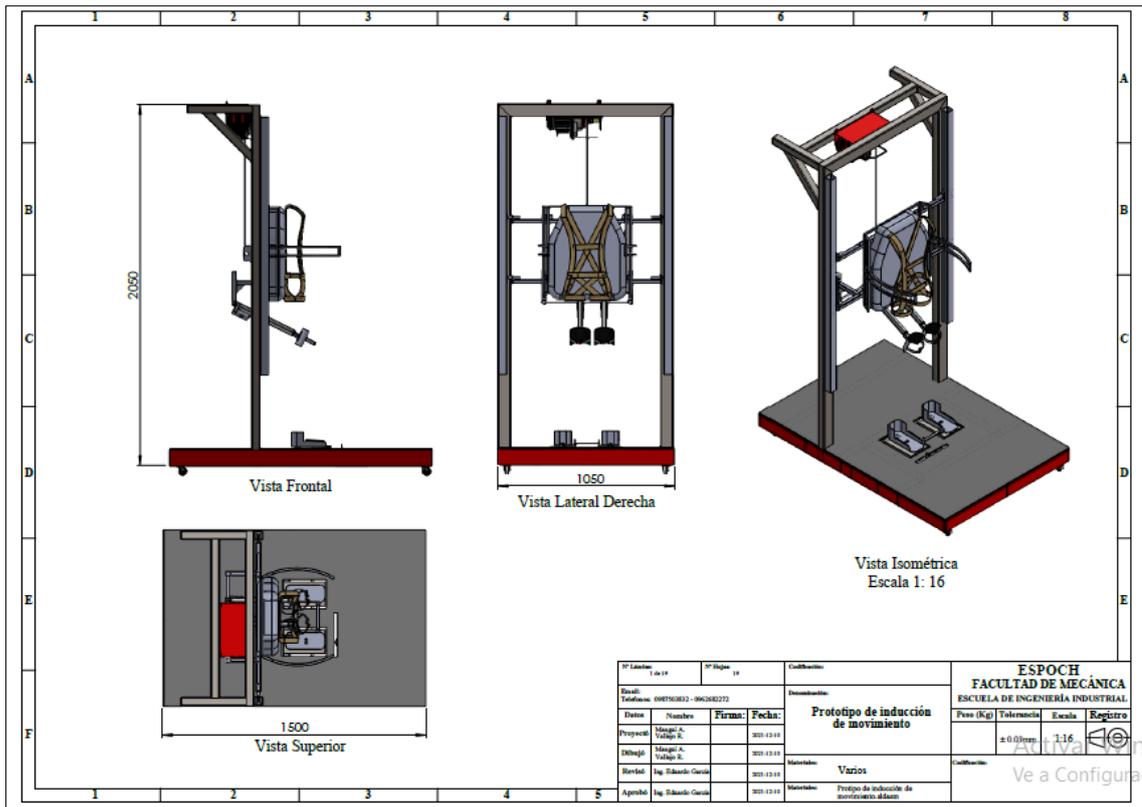
**Table 3. Pin definitions and functions**

Pin no.	Symbol	Function
1, 25, 30	OUT <sub>A</sub> , Heat Slug3	Source of high side switch A / Drain of low side switch A
2, 4, 7, 12, 14, 17, 22, 24, 29	NC	Not connected
3, 13, 23	V <sub>CC</sub> , Heat Slug1	Drain of high side switches and power supply voltage
6	EN <sub>A</sub> /DIAG <sub>A</sub>	Status of high side and low side switches A; open drain output
5	IN <sub>A</sub>	Clockwise input
8	PWM	PWM input
9	CS	Output of current sense
11	IN <sub>B</sub>	Counter clockwise input
10	EN <sub>B</sub> /DIAG <sub>B</sub>	Status of high side and low side switches B; open drain output
15, 16, 21	OUT <sub>B</sub> , Heat Slug2	Source of high side switch B / Drain of low side switch B
26, 27, 28	GND <sub>A</sub>	Source of low side switch A <sup>(1)</sup>
18, 19, 20	GND <sub>B</sub>	Source of low side switch B <sup>(1)</sup>

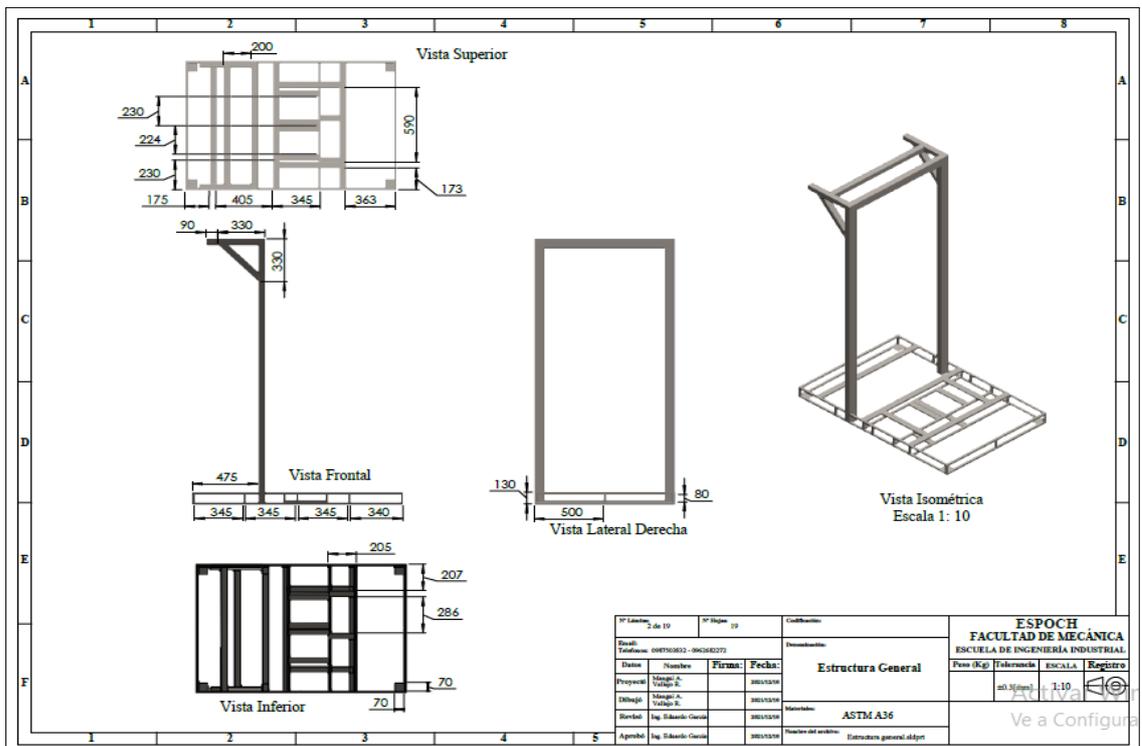
1. GND<sub>A</sub> and GND<sub>B</sub> must be externally connected together.

## ANEXO D: Planos del prototipo

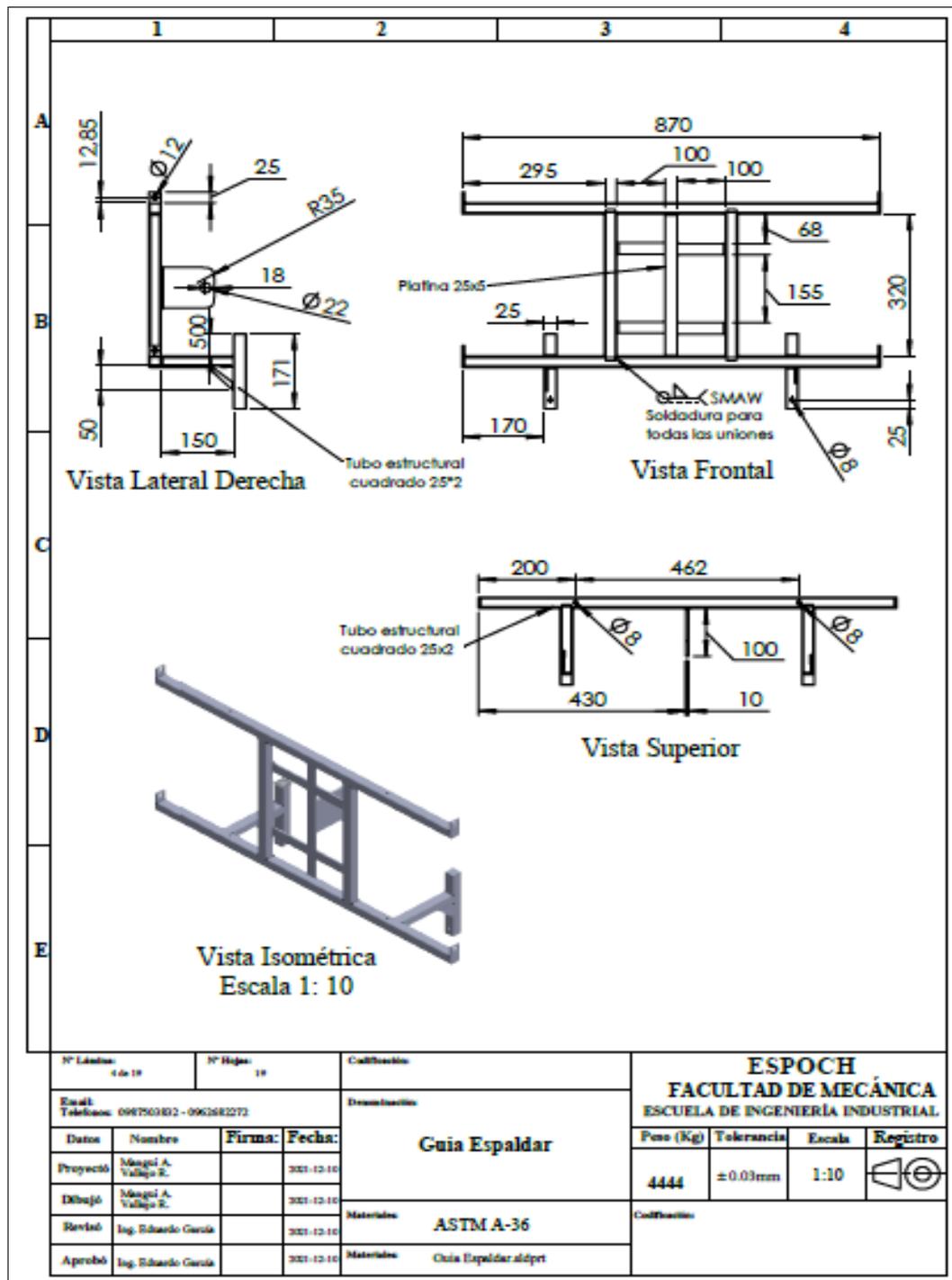
### Anexo D-1: Ensamble del prototipo rehabilitador



### Anexo D-2: Dimensiones de la estructura del prototipo

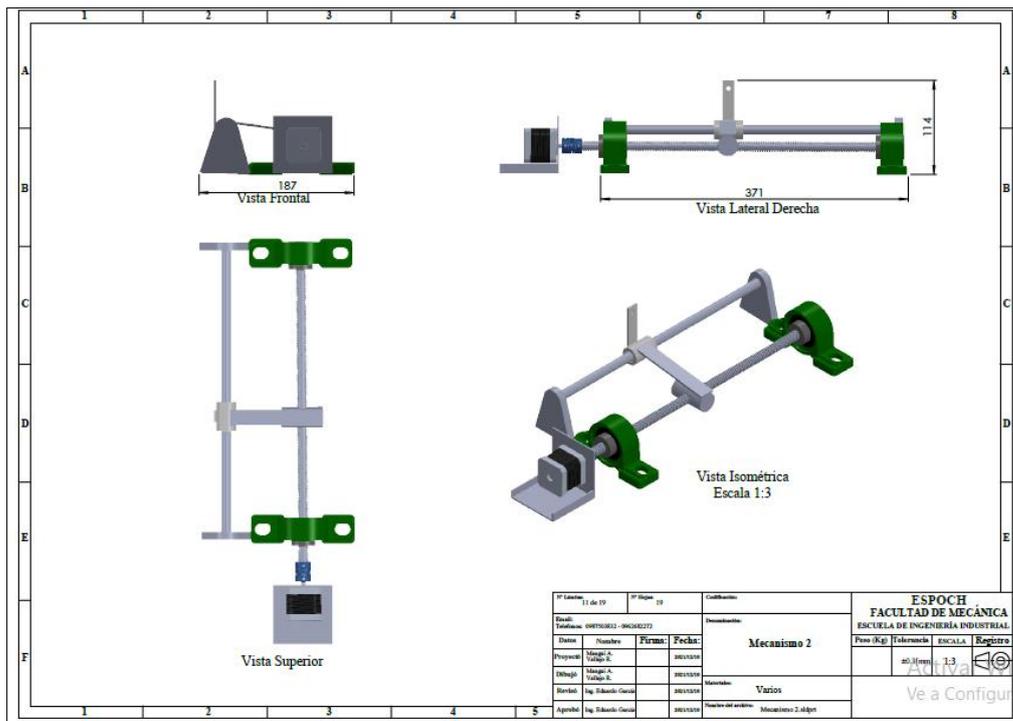


Anexo D-3: Dimensiones de la guía para espaldar

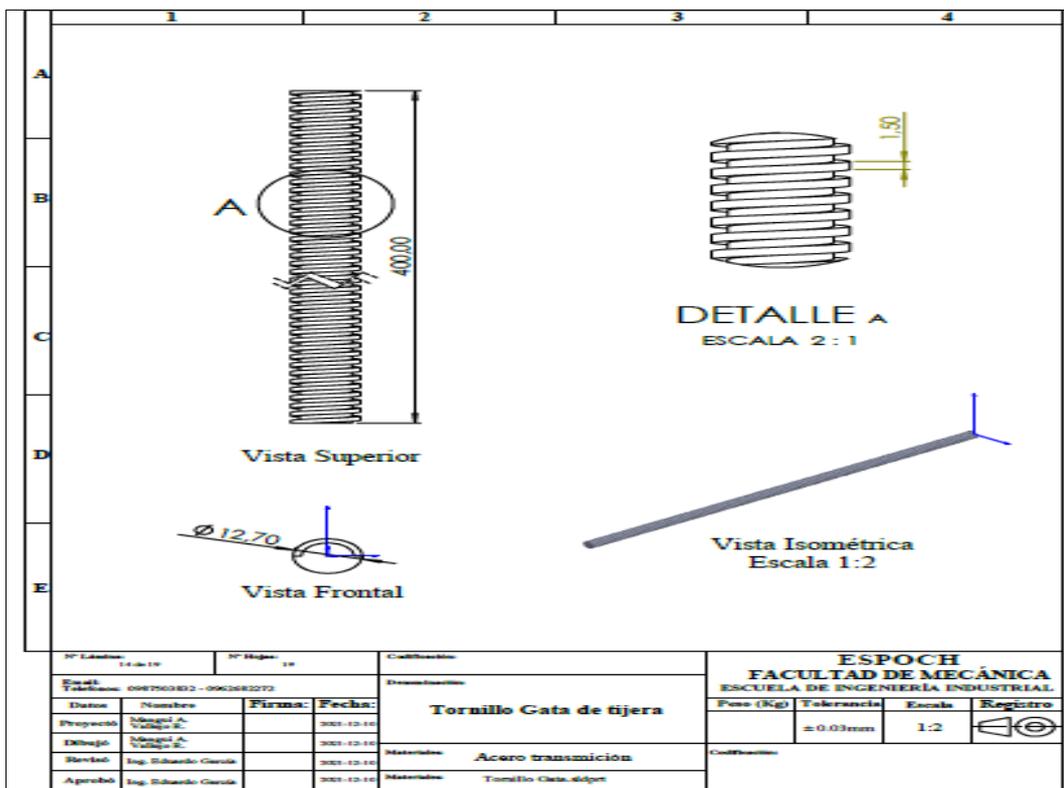


N° Lámina: 4 de 18		N° Hoja: 18		Cálculo:		<b>ESPOCH</b> <b>FACULTAD DE MECÁNICA</b> ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL			
Email: Teléfono: 0987501802 - 0982682272		Diseño:		<b>Guia Espaldar</b>					
Datos	Nombre	Firma:	Fecha:			Material:		4444	±0.03mm
Proyectó	Miguel A. Valdejo R.		2021-12-16	Material:		Cálculo:			
Diseñó	Miguel A. Valdejo R.		2021-12-16	ASTM A-36					
Revisó	Ing. Eduardo García		2021-12-16	Material:					
Aprobó	Ing. Eduardo García		2021-12-16	Guia Espaldar adp/pt					

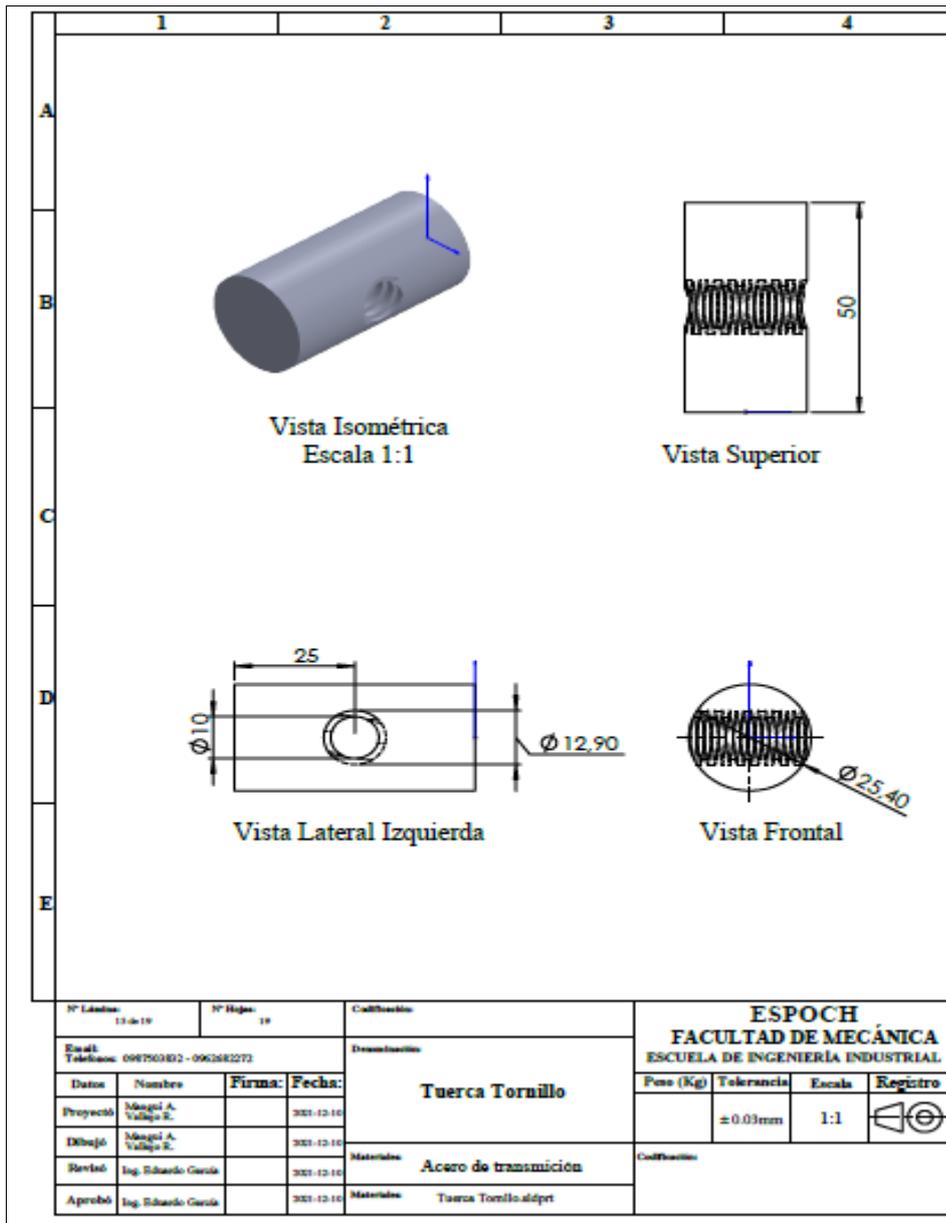
### Anexo D-4: Mecanismo B



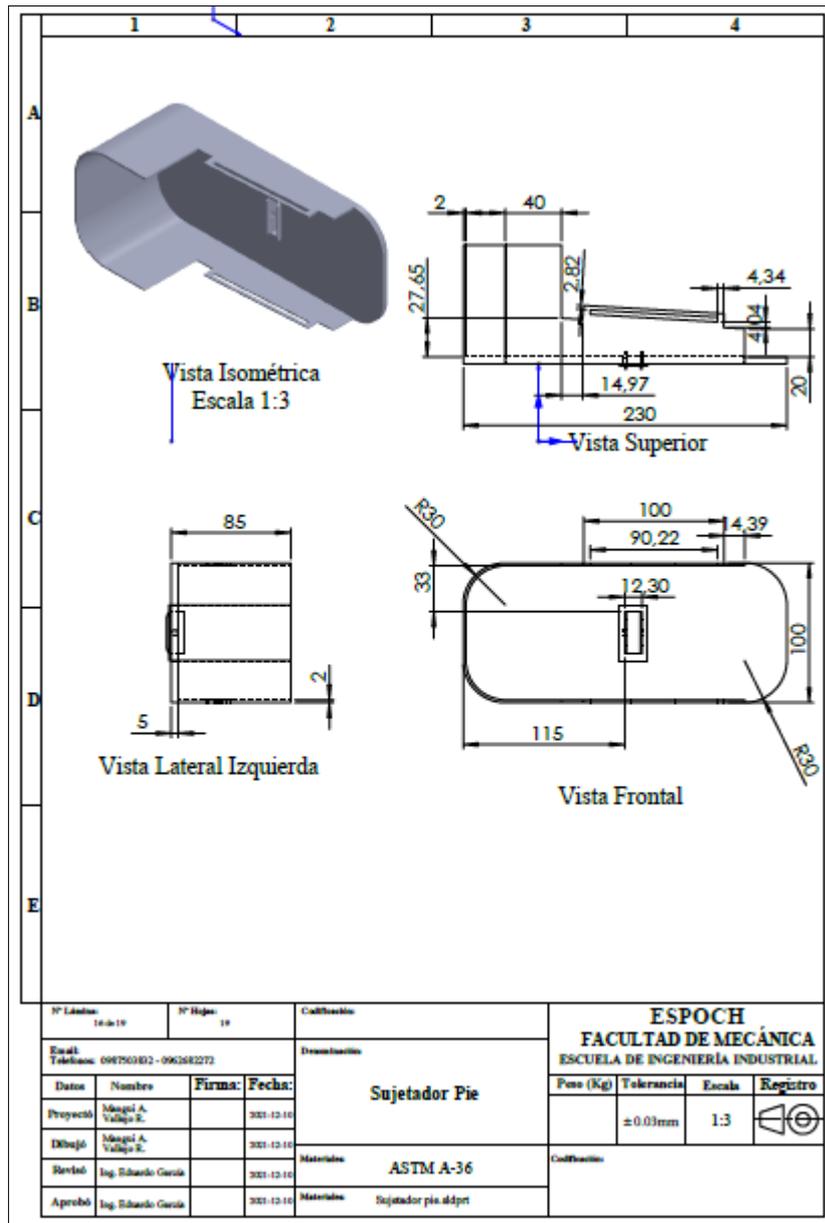
### Anexo D-5: Tornillo de potencia



Anexo D-6: Tuerca de tornillo de potencia

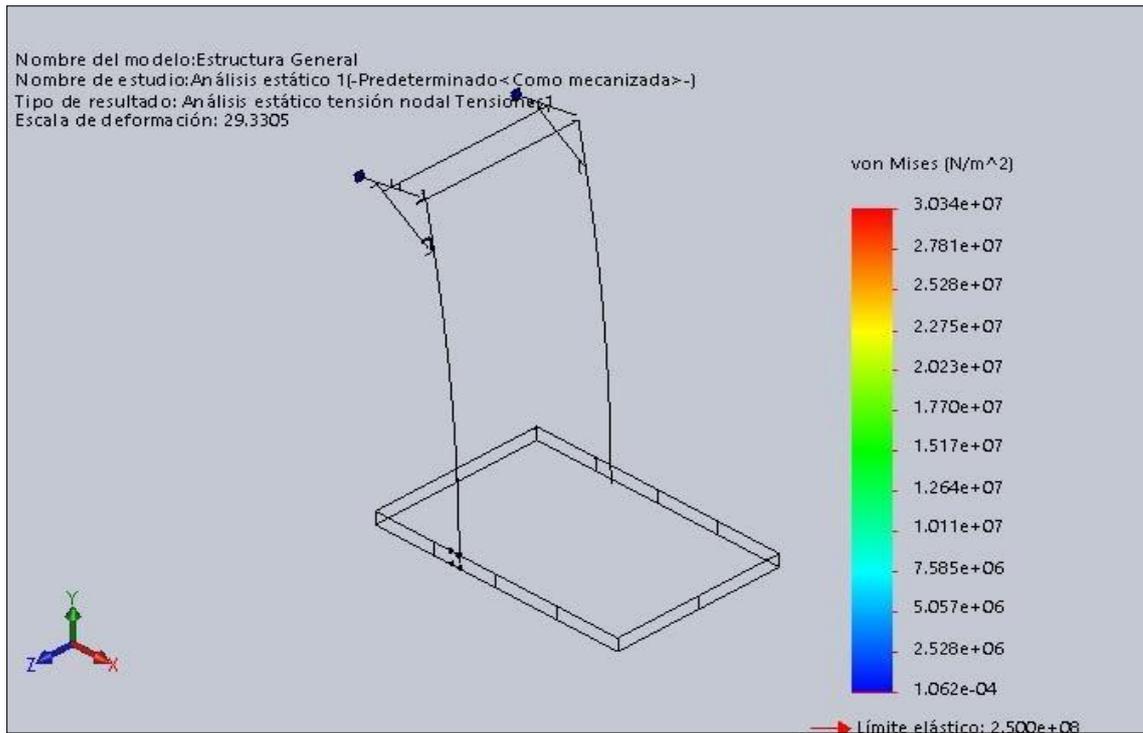


**Anexo D-7:** Dimensiones sujetador de pie

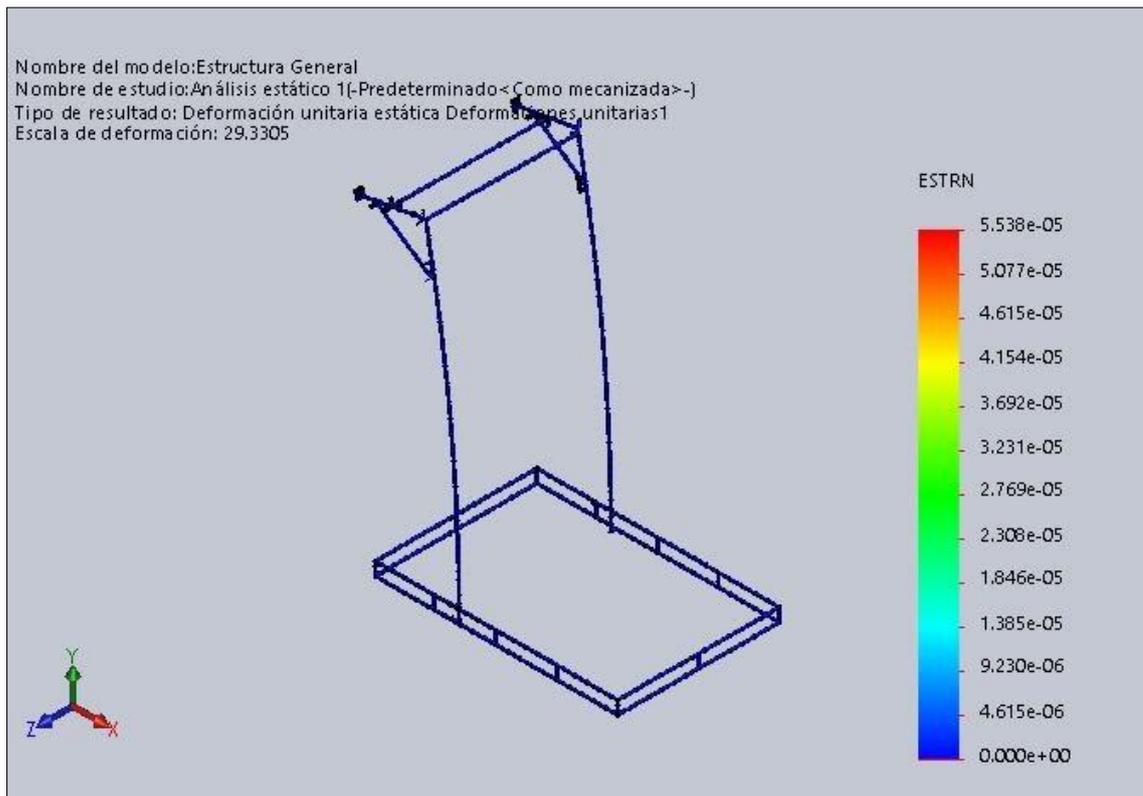


## ANEXO E: Análisis estáticos

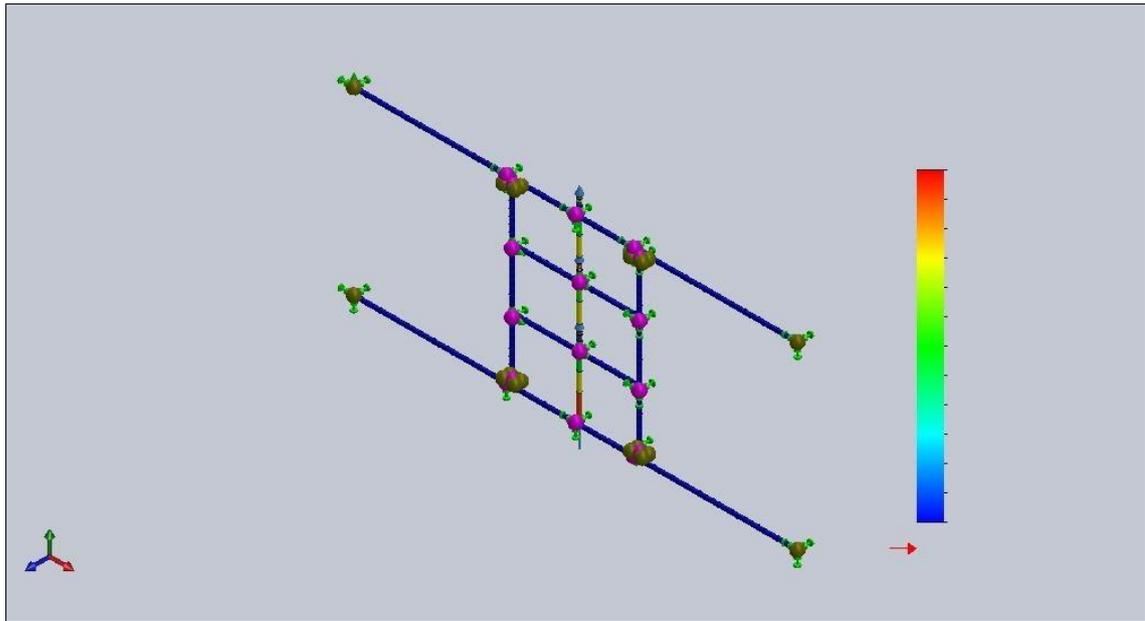
### Anexos E-1 : Analisis de deformacion voin Mises de la esctructura



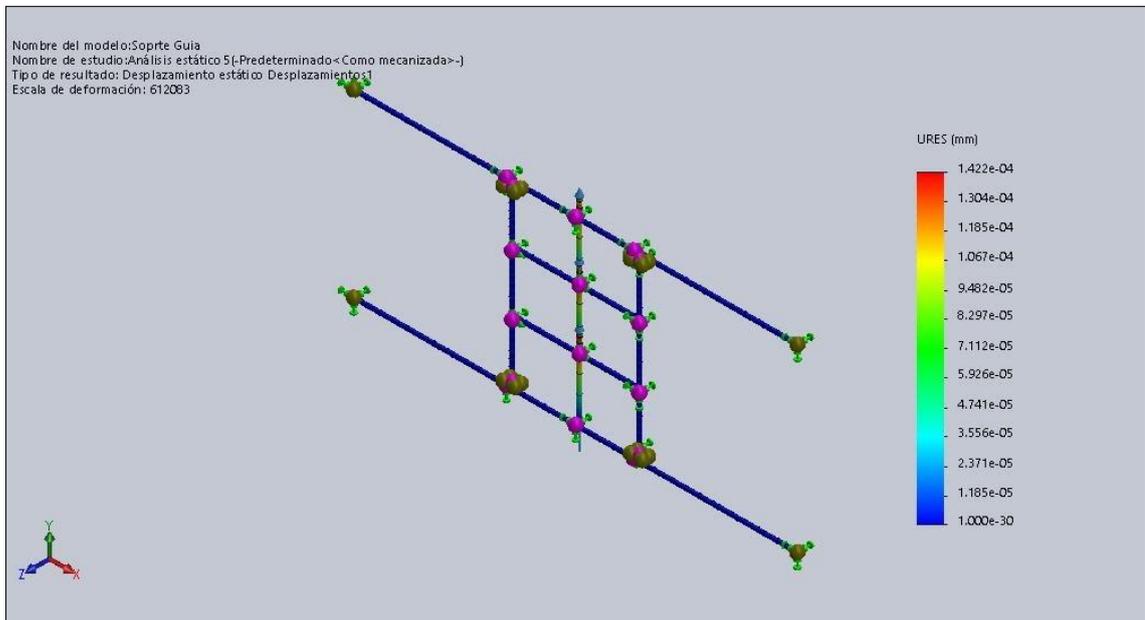
### Anexos E-2: Análisis de desplazamiento en la estructura



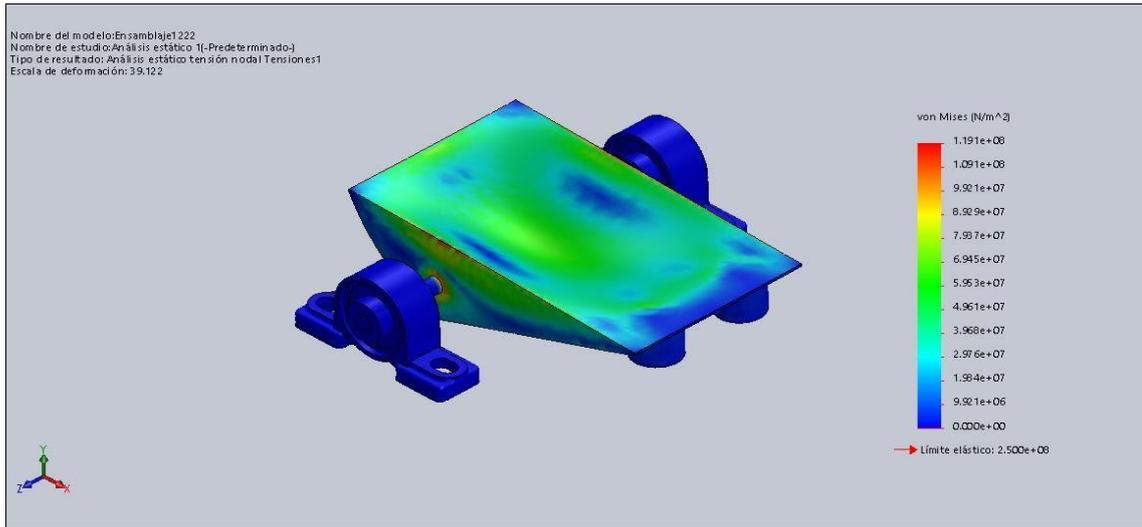
### Anexo E-3: Analisis de deformacion von Mises a la guia del espaldar



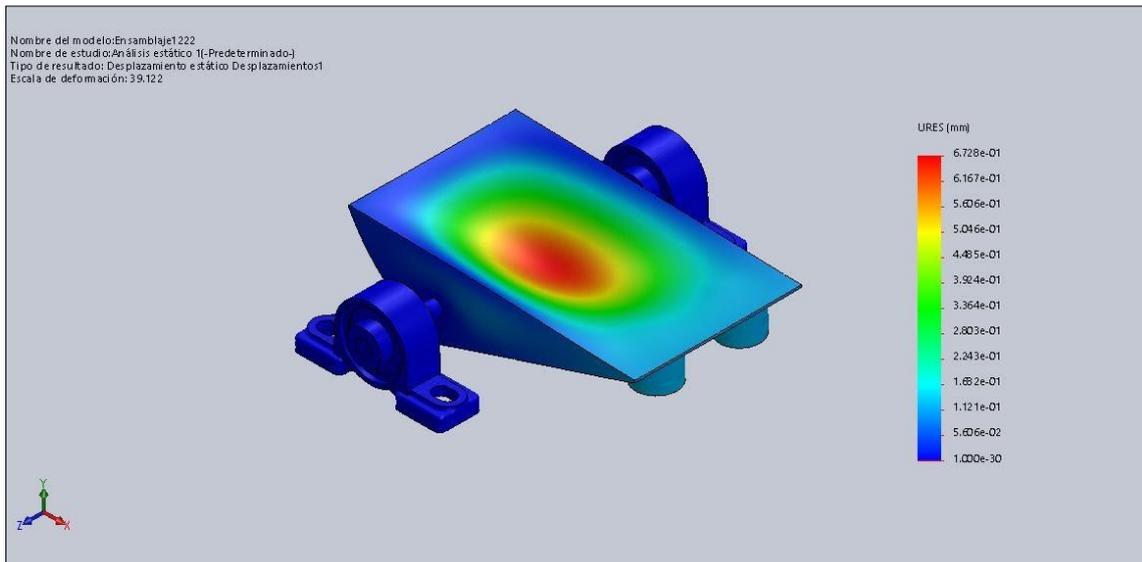
### Anexo E4: Análisis de desplazamiento a la guía del espaldar



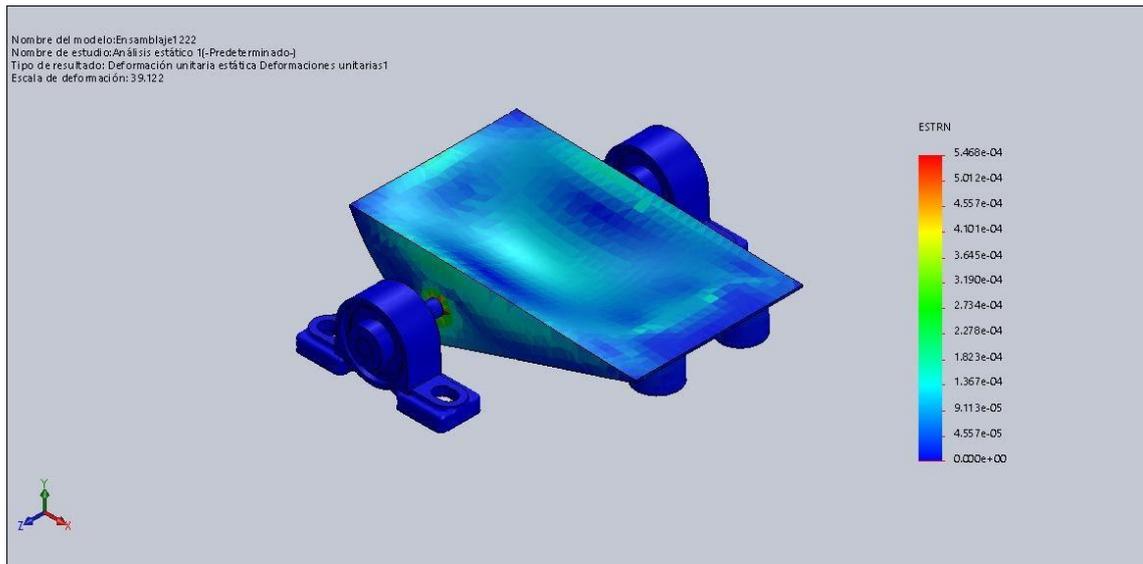
## Anexo E5: Analisis de deformacion von Mises del soporte de pie



## Anexo E6 : Análisis de desplazamiento del soporte



## Anexo E7: Análisis de deformación del soporte de pie



## ANEXO F: Programación de interfaz, base de datos y arduino.

### Anexo F-1: Programación interfaz grafica

```
par_manager.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\par_manager.py (3.9.8)
File Edit Format Run Options Window Help
import serial, time
from tkinter import *
from tkinter import ttk
from tkinter import messagebox
from db import Database

db = Database('store.db')

##### FUNCIONES PARA EL ARDUINO #####

try:
    arduino=serial.Serial('COM3', 9600)
    print('Conexion Establecida')
except:
    print('cannot connect to the port')

def cerrar():
    arduino.write(bytes('C', 'UTF-8'))
    arduino.close()
    print('Conexion cerrada')
    ventana.destroy()
    print('destruido')

def detener():
    arduino.write(bytes('H', 'UTF-8'))
    print('cannot connect to the port')
def reiniciar():
    arduino.write(bytes('L', 'UTF-8'))
def prueba():
    print("Hola")

def iniciar():
    arduino.write(bytes('A', 'UTF-8'))
    print("proceso iniciado")
def parar():
    arduino.write(bytes('B', 'UTF-8'))
def iniciar2():
    arduino.write(bytes('R', 'UTF-8'))
```

Lra: 1 Col: 0

```
part_manager.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\part_manager.py (3.9.8)
File Edit Format Run Options Window Help

def iniciar2():
    arduino.write(bytes('R', 'UTF-8'))
    print("Hola")
def parar2():
    arduino.write(bytes('S', 'UTF-8'))
    print("Hola")
def avance(valor):
    v=int(valor)
    if(v==1):
        arduino.write(b"1")
        print("tiempo 1")
    elif(v==2):
        arduino.write(b"2")
        print("tiempo 2")
    elif(v==3):
        arduino.write(b"3")
        print("tiempo 3")
    elif(v==4):
        arduino.write(b"4")
        print("tiempo 4")
    elif(v==5):
        arduino.write(b"5")
        print("tiempo 5")
def alto():
    arduino.write(bytes('X', 'UTF-8'))
    print('nivel alto')
def medio():
    arduino.write(bytes('Y', 'UTF-8'))
    print('nivel medio')
def bajo():
    arduino.write(bytes('Z', 'UTF-8'))
    print('nivel bajo')

##### FUNCIONES DE LA BASE DE DATOS #####
def populate_list():
    parts_list.delete(0, END)
```

```
part_manager.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\part_manager.py (3.9.8)
File Edit Format Run Options Window Help

def add_nombre():
    if nombre_text.get() == '' or edad_text.get() == '' or especialista_text.get() == '' or fecha_text.get() == '':
        messagebox.showerror('Required Fields', 'Please include all fields')
        return
    db.insert(nombre_text.get(), edad_text.get(),
              especialista_text.get(), fecha_text.get())
    parts_list.delete(0, END)
    parts_list.insert(END, (nombre_text.get(), edad_text.get(),
                             especialista_text.get(), fecha_text.get()))
    clear_text()
    populate_list()

def select_item(event):
    try:
        global selected_item
        index = parts_list.curselection()[0]
        selected_item = parts_list.get(index)
        nombre_entry.delete(0, END)
        nombre_entry.insert(END, selected_item[1])
        edad_entry.delete(0, END)
        edad_entry.insert(END, selected_item[2])
        especialista_entry.delete(0, END)
        especialista_entry.insert(END, selected_item[3])
        fecha_entry.delete(0, END)
        fecha_entry.insert(END, selected_item[4])
    except IndexError:
        pass

def eliminar_item():
    db.remove(selected_item[0])
    clear_text()
    populate_list()

def editar_item():
    db.update(selected_item[0], nombre_text.get(), edad_text.get(),
```

```
part_manager.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\part_manager.py (3.9.8)
File Edit Format Run Options Window Help

def clear_text():
    nombre_entry.delete(0, END)
    edad_entry.delete(0, END)
    especialista_entry.delete(0, END)
    fecha_entry.delete(0, END)

# Create window object
ventana = Tk()
panel = ttk.Notebook(ventana)
panel.pack(fill="both", expand="yes")
miImage=PhotoImage(file="seares.png")
miImage2=PhotoImage(file="selind.png")
#ventana.iconbitmap("C:\Users\isaac\Desktop\interfaz usuario V2.0\descargar.ico")
tab1 = ttk.Frame(panel)
panel.add(tab1, text="Base de Datos")
tab2 = ttk.Frame(panel)
panel.add(tab2, text="Inducción de movimiento")
tab3 = ttk.Frame(panel)
panel.add(tab3, text="Inducción de pie")

##### TAB 1 #####
lab4=Label(tab1, image=miImage).place(x=10, y=10)
lab5=Label(tab1, image=miImage2).place(x=60, y=10)
lab1=Label(tab1, text="Escuela Superior Politécnica de Chimborazo", fg="Blue", font=("bold",10)).place(x=250, y=0)
lab2=Label(tab1, text="Facultad de Mecánica", fg="Blue", font=("bold",10)).place(x=300, y=20)
lab3=Label(tab1, text="Ingeniería Industrial", fg="Blue", font=("bold",10)).place(x=310, y=40)
lab3=Label(tab1, text="DESARROLLO DE UN PROTOTIPO ELECTROMECÁNICO AUTOMATIZADO PARA ", fg="Blue", font=("bold",9)).place(x=150, y=70)
lab3=Label(tab1, text="LA INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO EN LOS MIEMBROS INFERIORES EN ", fg="Blue", font=("bold",9)).place(x=170, y=90)
lab3=Label(tab1, text="NIÑOS CON PROBLEMAS NEUROLÓGICOS Y DE PARAPLEJIA", fg="Blue", font=("bold",9)).place(x=190, y=110)

nombre_text = StringVar()
nombre_label = Label(tab1, text='Nombre', font=('bold', 10), fg="Blue").place(x=50, y=160)
nombre_entry = Entry(tab1, textvariable=nombre_text)
nombre_entry.place(x=150, y=160)
# Customer
edad_text = StringVar()
edad_label = Label(tab1, text='Edad', font=('bold', 10), fg="Blue").place(x=50, y=180)
```

```
part_manager.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\part_manager.py (3.9.8)
File Edit Format Run Options Window Help

fecha_text = StringVar()
fecha_label = Label(tab1, text='Fecha', font=('bold', 10), fg="Blue").place(x=50,y=220)
fecha_entry = Entry(tab1, textvariable=fecha_text)
fecha_entry.place(x=150,y=220)
# Facts List (Listbox)
price_label = Label(tab1, text='Nombre Edad Especialista Fecha', font=('bold', 10), fg="Blue").place(x=320,y=150)
parts_list = Listbox(tab1, height=10, width=50, border=0)
parts_list.place(x=320,y=170)
# Create scrollbar
scrollbar = Scrollbar(tab1)
scrollbar.place(x=0,y=0,relx=0.51,relx=0.46,relheight=0.42)
# Set scroll to listbox
parts_list.configure(yscrollcommand=scrollbar.set)
scrollbar.configure(command=parts_list.yview)

# Bind select
parts_list.bind('<<ListboxSelect>>', select_item)

# Buttons
add_btn = Button(tab1, text='Añadir', width=12, command=add_nombre).place(x=100,y=255)
remove_btn = Button(tab1, text='Eliminar', width=12, command=eliminar_item).place(x=100,y=285)
update_btn = Button(tab1, text='Editar', width=12, command=editar_item).place(x=200,y=255)
clear_btn = Button(tab1, text='Limpiar', width=12, command=clear_text).place(x=200,y=285)

ventana.title('Interfaz Control')
ventana.geometry('750x400')

btnocerrar=Button(tab1,text="Cerrar",width=12,command=cerrar).place(x=650,y=340)

##### TAB 2 #####
lab4=Label(tab2, image=miImage).place(x=10 , y=10)
lab5=Label(tab2, image=miImage2).place(x=620 , y=10)

etiqueta2 = Label(tab2,text="INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=250,y=30)
etiqm1 = Label(tab2,text="MIEMBROS INFERIORES", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=274,y=50)
etiqm1 = Label(tab2,text="Mecanismo UNO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=300,y=70)

etiql = Label(tab2, text="INICIAR PROCESO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=70,yy=130)
iniciar=Button(tab2,text="INICIAR",command=iniciar,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=80,y=160)
parar=Button(tab2, text="PARAR", command=parar, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=80,y=200)

Ln: 1 Col: 0
```

```
part_manager.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\part_manager.py (3.9.8)
File Edit Format Run Options Window Help

##### TAB 2 #####
lab4=Label(tab2, image=miImage).place(x=10 , y=10)
lab5=Label(tab2, image=miImage2).place(x=620 , y=10)

etiqueta2 = Label(tab2,text="INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=250,y=30)
etiqm1 = Label(tab2,text="MIEMBROS INFERIORES", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=274,y=50)
etiqm1 = Label(tab2,text="Mecanismo UNO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=300,y=70)

etiql = Label(tab2, text="INICIAR PROCESO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=70,yy=130)
iniciar=Button(tab2,text="INICIAR",command=iniciar,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=80,y=160)
parar=Button(tab2, text="PARAR", command=parar, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=80,y=200)

seg=Label(tab2, text="PARO DE SEGURIDAD", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=50 , y=260)
detener = Button(tab2,text="DETENER",command=detener, width=10,font=("Times New Roman",12)).place(x=30,yy=290)
reiniciar= Button(tab2,text="REINICIAR",command=reiniciar, width=10,font=("Comic Sans MS",11)).place(x=140,y=290)

etiql=Label(tab2, text="TIEMPO DE DURACIÓN", font=('Times New Roman', 10), fg="Blue").place(x=250,y=150)
avance=Scale(tab2, from_=6, to=0,command=avance,width=16).place(x=300 , y=170)

nicar=Label(tab2,text="NIVEL DE AVANCE",font=('Times New Roman', 10), fg="Blue").place(x=415,y=150)
alto=Button(tab2,text="ALTO",command=alto,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=420,y=175)
medio=Button(tab2, text="MEDIO", command=medio, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=215)
bajo=Button(tab2, text="BAJO", command=bajo, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=255)

btnocerrar=Button(tab2, text="Cerrar", width=12, command=cerrar).place(x=650,y=340)

##### TAB 3 #####
lab4=Label(tab3, image=miImage).place(x=10 , y=10)
lab5=Label(tab3, image=miImage2).place(x=620 , y=10)

etiqueta2 = Label(tab3,text="INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=250,y=30)
etiqm1 = Label(tab3,text="PIE / TALÓN", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=274,y=50)
etiqm1 = Label(tab3,text="Mecanismo DOS", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=300,y=70)

etiql=Label(tab3, text="INICIAR PROCESO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=70,yy=130)
iniciar=Button(tab3,text="INICIAR",command=iniciar2,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=80,y=160)
parar=Button(tab3, text="PARAR", command=parar2,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=80,y=200)

seg=Label(tab3, text="PARO DE SEGURIDAD", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=50 , y=260)
detener = Button(tab3,text="DETENER",command=detener, width=10,font=("Times New Roman",12)).place(x=30,yy=290)
reiniciar= Button(tab3,text="REINICIAR",command=reiniciar, width=10,font=("Comic Sans MS",11)).place(x=140,y=290)

etiql=Label(tab3, text="TIEMPO DE DURACIÓN", font=('Times New Roman', 10), fg="Blue").place(x=250,y=150)
avance=Scale(tab3, from_=6, to=0,command=avance,width=10).place(x=300 , y=170)

nicar=Label(tab3,text="NIVEL DE GRADOS",font=('Times New Roman', 10), fg="Blue").place(x=415,y=150)
alto=Button(tab3,text="Primer nivel",command=alto,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=420,y=175)
medio=Button(tab3, text="Segundo nivel", command=medio, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=215)
bajo=Button(tab3, text="Tercer nivel", command=bajo, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=255)

btnocerrar=Button(tab3, text="Cerrar", width=12, command=cerrar).place(x=650,y=340)

# Populate data
populate_list()

# Start program
ventana.mainloop()

Ln: 1 Col: 0
```

```
part_manager.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\part_manager.py (3.9.8)
File Edit Format Run Options Window Help

medico=Button(tab2, text="MEDIO", command=medio, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=215)
bajo=Button(tab2, text="BAJO", command=bajo, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=255)

btnocerrar=Button(tab2, text="Cerrar", width=12, command=cerrar).place(x=650,y=340)

##### TAB 3 #####
lab4=Label(tab3, image=miImage).place(x=10 , y=10)
lab5=Label(tab3, image=miImage2).place(x=620 , y=10)

etiqueta2 = Label(tab3,text="INDUCCIÓN DE MOVIMIENTO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=250,y=30)
etiqm1 = Label(tab3,text="PIE / TALÓN", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=274,y=50)
etiqm1 = Label(tab3,text="Mecanismo DOS", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=300,y=70)

etiql=Label(tab3, text="INICIAR PROCESO", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=70,yy=130)
iniciar=Button(tab3,text="INICIAR",command=iniciar2,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=80,y=160)
parar=Button(tab3, text="PARAR", command=parar2,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=80,y=200)

seg=Label(tab3, text="PARO DE SEGURIDAD", font=('Times New Roman', 12), fg="Blue").place(x=50 , y=260)
detener = Button(tab3,text="DETENER",command=detener, width=10,font=("Times New Roman",12)).place(x=30,yy=290)
reiniciar= Button(tab3,text="REINICIAR",command=reiniciar, width=10,font=("Comic Sans MS",11)).place(x=140,y=290)

etiql=Label(tab3, text="TIEMPO DE DURACIÓN", font=('Times New Roman', 10), fg="Blue").place(x=250,y=150)
avance=Scale(tab3, from_=6, to=0,command=avance,width=10).place(x=300 , y=170)

nicar=Label(tab3,text="NIVEL DE GRADOS",font=('Times New Roman', 10), fg="Blue").place(x=415,y=150)
alto=Button(tab3,text="Primer nivel",command=alto,font=("Comic Sans MS",11),width=10).place(x=420,y=175)
medio=Button(tab3, text="Segundo nivel", command=medio, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=215)
bajo=Button(tab3, text="Tercer nivel", command=bajo, font=("Comic Sans MS", 11), width=10).place(x=420,y=255)

btnocerrar=Button(tab3, text="Cerrar", width=12, command=cerrar).place(x=650,y=340)

# Populate data
populate_list()

# Start program
ventana.mainloop()

Ln: 1 Col: 0
```

## Anexo F-2: Programación de base de datos

```
"db.py - C:\Users\Usuario\Desktop\interfaz usuario V2.0\db.py (3.9.8)"
File Edit Format Run Options Window Help
import sqlite3

class Database:
    def __init__(self, db):
        self.conn = sqlite3.connect(db)
        self.cur = self.conn.cursor()
        self.cur.execute(
            "CREATE TABLE IF NOT EXISTS parts (id INTEGER PRIMARY KEY, part text, customer text, retailer text, price text)")
        self.conn.commit()

    def fetch(self):
        self.cur.execute("SELECT * FROM parts")
        rows = self.cur.fetchall()
        return rows

    def insert(self, nombre, edad, especialista, fecha):
        self.cur.execute("INSERT INTO parts VALUES (NULL, ?, ?, ?, ?)",
            (nombre, edad, especialista, fecha))
        self.conn.commit()

    def remove(self, id):
        self.cur.execute("DELETE FROM parts WHERE id=?", (id,))
        self.conn.commit()

    def update(self, id, nombre, edad, especialista, fecha):
        self.cur.execute("UPDATE parts SET nombre = ?, edad = ?, especialista = ?, fecha = ? WHERE id = ?",
            (nombre, edad, especialista, fecha, id))
        self.conn.commit()

    def __del__(self):
        self.conn.close()

Ln 35 Col 0
```

## Anexo F-3: Programación Arduino IDE

```
Progra_control_Arduino_Prototipo $

byte x;
int cont=0;
int conta=0;
int contador=0;
int con=0;
int co=0;
int pos=0;
int cntd = 0;
int incomingByte;
int tiempo=0;
int avance=0;
int rep=0;

const int dirPin = 2;// Dirección: direccion de giro Motor nema
const int stepPin = 3;// Control de pasos

int inApin[2] = {7, 4}; // INA: Entradas digitales para sentido horario
int inBpin[2] = {8, 9}; // INB: Entrada digitales para sentido antihorario
int pwpin[2] = {5, 6}; // entrada digitales de control de PWM (0-255), *salidas del arduino

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
void setup()
{
  // inicialización comunicación serial
  Serial.begin(9600);

  // declaración pines control nema 23 (Driver bt6560)
  pinMode(stepPin, OUTPUT);
  pinMode(dirPin, OUTPUT);

  // Inicialización de los pines digitales como salida
  for (int i=0; i<2; i++)
  {
    pinMode(inApin[i], 1);
    pinMode(inBpin[i], 1);
    pinMode(pwpin[i], 1);
  }
  // Inicializar los pines apagados
  for (int i=0; i<2; i++)
  {
    digitalWrite(inApin[i], 0);
    digitalWrite(inBpin[i], 0);
  }
}

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

//Declaramos las funciones para encendido y apagado en los motores de los actuadores
void motorGo();
void motorOff();

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//programa de funciones principales del prototipo

void loop() {

  if (Serial.available() > 0) {

    // lectura del puerto serial
    incomingByte = Serial.read();

    //numero de repeticiones de los actuadores
    if (incomingByte == '1') {
      tiempo=5;
    }
    if (incomingByte == '2') {
      tiempo=10;
    }
    if (incomingByte == '3') {
      tiempo=15;
    }
    if (incomingByte == '4') {
      tiempo=20;
    }
    if (incomingByte == '5') {
      tiempo=25;
    }

    //distancia de avance de los actuadores
    if (incomingByte == 'D') {
      avance=19000;
    }
    if (incomingByte == 'E') {
      avance=10000;
    }
    if (incomingByte == 'F') {
      avance=5000;
    }

    //posicionamiento del mecanismo 2 para iniciar proceso del mecanismo 1
    if (incomingByte == 'G') {

      //posicionamiento al inicio del mecanismo 2 medio de protección
      while (pos < 7) {
```

```

Progra_control_Arduino_Prototipo$
//posicionamiento al inicio del mecanismo 2 medio de protección
while (pos < 7) {
  digitalWrite(dirPin,HIGH);
  for(int j = 0; j < 10000; j++) {
    digitalWrite(stepPin,HIGH);
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(stepPin,LOW);
    delayMicroseconds(100);
  }
  pos++;
}
delay(1000);
pos=0;
}

//Inicio del proceso del mecanismo A inducción de miembros inferiores
if (incomingByte == 'A') {

  while(cont < tiempo){
    for(x=0;x<1;x++){//Imprime los números del 0 al 15 en el monitor serie
      motorGo(0,2,20);//1er motor actuadores sentido horario
      delay(avance);
      motorGo(0,1,20);//1er motor actuadores sentido antihorario
      delay(avance);
      motorOff(0);
    }
    for(x=0;x<1;x++){ //Imprime los números del 0 al 15 en el monitor serie
      motorGo(1,2,20);//2do motor actuadores sentido horario
      delay(avance);
      motorGo(1,1,20); //2do motor actuadores sentido antihorario
      delay(avance);
      motorOff(1);
    }
    cont++;
  }
  cont=0;
}

// control mecanismo B induccion de movimeinto rotacion interna y externa
//numero de repeticiones mecanismo B

if (incomingByte == 'L') {
  rep=2;
}
if (incomingByte == 'M') {

```

```

Progra_control_Arduino_Prototipo$
}
if (incomingByte == 'M') {
  rep=4;
}
if (incomingByte == 'N') {
  rep=6;
}
//distancia de avance de los actuadores
if (incomingByte == 'O') {
  rep=8;
}
if (incomingByte == 'P') {
  rep=10;
}

if (incomingByte == 'Q') {

  while (cntd < 7) {
    digitalWrite(dirPin,LOW);
    for(int j = 0; j < 10000; j++) {
      digitalWrite(stepPin,HIGH);
      delayMicroseconds(100);
      digitalWrite(stepPin,LOW);
      delayMicroseconds(100);
    }
    cntd++;
  }
  cntd=0;
  delay(1000);
}

//inicio mecanismo B induccion de movimiento de rotacion interna y externa

if (incomingByte == 'J') {

  while (co < rep) {

    while (contador < 6) {
      digitalWrite(dirPin,LOW);
      for(int j = 0; j < 10000; j++) {
        digitalWrite(stepPin,HIGH);
        delayMicroseconds(100);
        digitalWrite(stepPin,LOW);
        delayMicroseconds(100);
      }
      contador++;
    }
    delay(1000);
  }
}

```

```
contador=0;

while (conta < 12) {
  digitalWrite(dirPin,HIGH);
  for(int j = 0; j < 10000; j++)
  {
    digitalWrite(stepPin,HIGH);
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(stepPin,LOW);
    delayMicroseconds(100);
  }
  conta++;
}
conta=0;
delay(1000);

while (con < 6) {
  digitalWrite(dirPin,LOW);
  for(int j = 0; j < 10000; j++) {
    digitalWrite(stepPin,HIGH);
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(stepPin,LOW);
    delayMicroseconds(100);
  }
  con++;
}
con=0;
delay(1000);

co++;
}
co=0;
}
}
}

////////////////////////////////////
//=====DESARROLLO DE FUNCIONES=====
//=====Control del motor=====
//MotorGo(x,y,z)
//x:0 A1-B1 x:1 A2-B2
//y:1 giro_hora y:2 giro_antih
//z: valor de pwm de 0 a 255
void motorGo(uint8_t motor, uint8_t direct, uint8_t pwm)
{
  if (motor <= 1)
  {
```

```

    delay(1000);

    co++;
  }
  co=0;
}
}

/////////////////////////////////////////////////////////////////
//=====DESARROLLO DE FUNCIONES=====
//=====Control del motor=====
//MotorGo(x,y,z)
//x:0 A1-B1 x:1 A2-B2
//y:1 giro_hora y:2 giro_antih
//z: valor de pwm de 0 a 255
void motorGo(uint8_t motor, uint8_t direct, uint8_t pwm)
{
  if (motor <= 1)
  {
    if (direct <=4)
    {
      // Set inA[motor]
      if (direct <=1)
        digitalWrite(inApin[motor], HIGH);
      else
        digitalWrite(inApin[motor], LOW);

      // Set inB[motor]
      if ((direct==0)|| (direct==2))
        digitalWrite(inBpin[motor], HIGH);
      else
        digitalWrite(inBpin[motor], LOW);

      analogWrite(pwmpin[motor], pwm);
    }
  }
}

/////////////////////////////////////////////////////////////////
//=====Apagar Motor=====
void motorOff(int motor)
{//motor=0: Primer Motor (A1-B1)
 //motor=1: Segundo Motor (A2-B2)
  motorGo(motor, 3, 0);
}

```

## ANEXO G: Diagramas de conexiones general electrónico.

### AnexoG-1: diagrama general electrónico

