



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

PROYECTO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA

AUTORES:

NAGUA CUENCA LUIS FERNANDO

TUPIZA YAJAMÍN ALFREDO PAUL

TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO
AUTOMÁTICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE LESIÓN POR
ESGUINCE DE TOBILLO.

DIRECTOR: ING. NARANJO, CARLOS MSc.

CODIRECTOR: ING. TOBAR, JOHANNA MSc.

SANGOLQUÍ, ENERO 2015

CERTIFICACIÓN DE LA ELABORACIÓN DEL PROYECTO

El proyecto y artículo científico “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO AUTOMÁTICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE LESIÓN POR ESGUINCE DE TOBILLO.**”, fue realizado en su totalidad por Luis Fernando Nagua Cuenca y Alfredo Paul Tupiza Yajamín, como requerimiento parcial para la obtención del título de Ingeniería en Mecatrónica.

Ing. Carlos Naranjo MSc.

DIRECTOR

Ing. Johanna Tobar MSc.

CODIRECTOR

Sangolquí, Enero 2015

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Certificamos que el título de proyecto de grado: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO AUTOMÁTICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE LESIÓN POR ESGUINCE DE TOBILLO.”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

ELABORADO POR:

Luis Fernando Nagua Cuenca

Alfredo Paul Tupiza Yajamín

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

Ing. Francisco Terneus.

Director de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica.

Sangolquí, Enero 2015

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, Luis Fernando Nagua Cuenca y Alfredo Paul Tupiza Yajamín:

Autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, la publicación en la biblioteca virtual de la institución, del proyecto de grado titulado: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO AUTOMÁTICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE LESIÓN POR ESGUINCE DE TOBILLO”**.

Luis Fernando Nagua Cuenca

Alfredo Paul Tupiza Yajamín

Sangolquí, Enero 2015

DEDICATORIA

A Dios, a mis padres Luis y Teresa, a mis hermanos Marisol y Xavier

A mí cuñado Pablo y a mis sobrinas Nathaly y Estefy.

A mi abuelito Eduardo.

Luis Nagua

DEDICATORIA

Para ti Dios, por permitirme llegar hasta aquí.

Para ti Lucy, es grandioso que un sueño compartido se vuelva realidad.

Para ti Pa, los sacrificios no son nada cuando se hacen por amor.

Para ti Karly, complicidad loca que me llegaste desde el cielo.

Para ti mi Evelinda, porque un triunfo se disfruta cuando tienes con quien compartirlo.

Paul Tupiza

AGRADECIMIENTO

A Dios, gracias a él me dio fe, fuerza y paciencia porque sé que esta discapacidad que tengo me otorgo para esforzarme más y demostrar que la discapacidad no es un obstáculo para seguir adelante.

A mis padres por tener su apoyo desde que he nacido porque gracias a su dedicación y perseverancia, he podido llevar una vida normal, sé que estas palabras no son suficientes por todo lo que han hecho por mí. A mis hermanos porque han sido el complemento dentro de mi vida.

A mi familia en general gracias por sus consideraciones, en especial a mi tía Libia ella ha sido un gran apoyo para mis padres y la mía, la considero como una madre más.

A Diego Quishpe por su asesoría durante el proyecto de grado

A Paul por ser más que un compañero de proyecto de grado, gracias por su paciencia y optimismo frente a las adversadas que tuvimos.

A todos mis amigos y compañeros en especial a Francisco, Daniel y Omar por estar en las buenas y en las malas durante tantos años de una gran amistad.

Luis Nagua

AGRADECIMIENTO

Te doy gracias Dios por todo lo que tengo y todo lo que se viene.

A mis padres por todo el sacrificio que día a día han hecho por mí y por mi hermana sin muchas veces importar su salud a cambio de vernos felices; así como ustedes nos cuidaron nosotros los cuidaremos.

A mi hermana que desde que llego cambió mi vida siendo creadora de tantas emociones, aquella con quien puedo contar y reír de lo que sea.

A mi mejor amiga y compañera Evelyn por ser parte en esta etapa de mi vida, brindándome todo su cariño y apoyo. Muuua.

A mi amiga casi hermana Mishel por compartir tantas alegrías y locuras.

A mis hermanos del colegio Oso, Pato, Carpio, Simba, Chuso, Perro, Montes y Peque que siempre están ahí.

A mi amigo Lucho Nagua por su amistad y apoyo a lo largo de nuestra formación profesional y también por demostrarme que las adversidades solo están en los ojos de quienes las miran.

A Mezi, Don Héctor, amigos de la furgó, Cangrejos, Conos y Vengadores quienes hicieron de la U una aventura inolvidable.

A todas y cada una de las personas que de alguna manera u otra han contribuido a que este proyecto se haga realidad, gracias por su apoyo y confianza.

Paul Tupiza

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN DE LA ELABORACIÓN DEL PROYECTO.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	iv
DEDICATORIA	v
DEDICATORIA	vi
AGRADECIMIENTO	vii
AGRADECIMIENTO	viii
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	ix
ÍNDICE DE TABLAS.....	xiii
ÍNDICE DE CUADROS.....	xiv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xv
RESUMEN.....	xx
ABSTRACT	xxi
CAPÍTULO 1.....	1
INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 ANTECEDENTES	2
1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	3
1.3 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA	4
1.4 OBJETIVOS	4
1.4.1 OBJETIVO GENERAL:.....	4
1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:.....	5
1.5 ALCANCE DEL PROYECTO	5
CAPÍTULO 2.....	7
FUNDAMENTO TEÓRICO	7
2.1 BIOMECÁNICA DEL TOBILLO HUMANO	8
2.1.1 LESIONES TÍPICAS DE TOBILLO.....	12
2.2 REHABILITACIÓN.....	15

	X
2.2.1 REHABILITACIÓN PASIVA	15
2.2.2 REHABILITACIÓN ACTIVA	16
2.3 REHABILITADORES AUTOMÁTICOS	17
2.3.1 APLICACIONES EN MEDICINA Y UTILIDAD GENERAL	17
2.3.2 REHABILITADORES DE TOBILLO COMERCIALES	20
2.3.3 CARACTERÍSTICAS DE MÁQUINAS EXISTENTES EN EL MERCADO	23
2.4 MECANISMOS DE ESTRUCTURAS PARALELAS	25
2.5 TIPOS DE ARTICULACIONES	27
2.6 TIPOS DE ACTUADOR LINEAL	29
2.6.1 COMPARACIÓN TIPOS DE ACTUADOR LINEAL	30
2.6.2 LIMITACIONES DE LOS TIPOS DE ACTUADOR LINEAL	31
2.7 FACTOR DE SEGURIDAD	32
2.8 PUENTE DE WHEATSTONE	33
2.8 TRANSISTORES DE POTENCIA	34
2.9 PUENTE H	37
2.10 PLACA ARDUINO	39
2.11 CONTROL ON/OFF	41
2.12 METODOLOGÍA	41
CAPÍTULO 3	43
ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN	43
3.1 MATRIZ DE LA CALIDAD (QFD)	44
3.1.1 REQUERIMIENTOS DEL CLIENTE	44
3.1.2 ANÁLISIS POR MATRIZ QFD	46
3.2 ESTRUCTURA PARALELA ELEGIDA	48
3.3 ANÁLISIS DE FUERZA	50
3.3.1 FUERZA DEL ACTUADOR	50
3.4 SELECCIÓN DEL ACTUADOR LINEAL	53
3.4.1 ACTUADORES LINEALES DISPONIBLES	53
3.5 SOLUCIÓN A IMPLEMENTAR	57
3.5.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS ACTUADOR ELEGIDO	57
3.5.2 BOSQUEJO FUNCIONAL DEL REHABILITADOR DE TOBILLO	59
3.5.3 ESPECIFICACIONES GENERALES DE LA MÁQUINA	61
CAPÍTULO 4	62

DISEÑO DEL PROTIPO	62
4.1 SISTEMA MECÁNICO	62
4.1.1 DISEÑO DEL MECANISMO DEL PROTIPO	62
4.1.2 DISEÑO DE COMPONENTES MECÁNICOS	64
4.1.2.1 MATERIALES DE LOS COMPONENTES	64
4.1.2.2 FACTOR DE SEGURIDAD	65
4.1.2.3 BASE FIJA	65
4.1.2.4 BASE MÓVIL	69
4.1.2.5 PLATINAS	75
4.1.2.6 UNIONES ESFÉRICAS	78
4.1.2.7 SOPORTE PARA PIE	78
4.1.3 SIMULACIÓN GEOMÉTRICA DE LA MÁQUINA	79
4.1.4 MANUFACTURA DE COMPONENTES MECÁNICOS	81
4.2 SISTEMA ELECTRÓNICO	89
4.2.1 DISEÑO DEL CIRCUITO ELECTRÓNICO	89
4.2.1.1 SENSOR	89
4.2.1.2 DISEÑO CIRCUITO DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL (CAS)	90
4.2.1.2.1 DISEÑO DEL PUENTE DE WHEATSTONE	90
4.2.1.3 DISEÑO DE ETAPA DE POTENCIA	94
4.2.1.3.1 PUENTE-H	95
4.2.1.3.1.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO EN LOS PUENTES H	95
4.2.1.3.1.2 FUNCIONAMIENTO DEL PUENTE H	97
4.2.1.3.2 FUENTE DE ALIMENTACIÓN	99
4.2.2 SIMULACIÓN DE LOS CIRCUITOS ELECTRÓNICOS	100
4.2.3 DISEÑO DE PLACA PCB	102
4.2.3.1 CÁLCULO ANCHO DE PISTA	103
4.3 SISTEMA DE CONTROL	108
4.3.1 TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	108
4.3.1.1 DISTRIBUCIÓN DE PINES	108
4.3.2 CONTROL A IMPLEMENTAR	109
4.3.3 TOMA DE DATOS	109
4.3.4 AJUSTE DE CURVA	113
4.3.5 PLANIFICACIÓN PARA ESTRUCTURA DEL PROGRAMA	119
4.3.5.1 ASIGNACIÓN DE ACTUADORES EN CADA MOVIMIENTO	119
4.3.5.2 REQUERIMIENTOS DE FUNCIONAMIENTO DEL REHABILITADOR	122
4.3.5.3 DISEÑO DE LA HMI	123

4.3.5.3.1	MODO MANUAL	123
4.3.5.3.2	MODO AUTOMÁTICO	124
4.3.5.3.3	REGISTRO DE DATOS	125
4.3.5.4	PROGRAMACIÓN DEL REHABILITADOR	125
4.3.5.4.1	ESTABLECIMIENTO DE COMUNICACIÓN ENTRE LABVIEW Y ARDUINO	127
4.3.5.4.2	SELECCIÓN DE FUNCIONAMIENTO	128
4.3.5.4.3	PROGRAMACIÓN: MODO MANUAL	128
4.3.5.4.4	DETERMINAR EL ÁNGULO DE INCLINACIÓN	129
4.3.5.4.5	PROGRAMACIÓN: MODO AUTOMÁTICO.....	130
4.3.5.4.5.1	INGRESAR PARÁMETROS DE REHABILITACIÓN.....	131
4.3.5.4.5.2	EJECUCIÓN DE REHABILITACIÓN.....	132
4.3.5.4.5.3	DETENCIÓN DE LA REHABILITACIÓN.....	133
4.3.5.4.5.4	PARO DE EMERGENCIA.....	134
4.3.5.4.6	PROGRAMACIÓN: REGISTRO DE DATOS.....	135
4.3.6	DESARROLLO DEL PROGRAMA	136
4.3.6.1	COMUNICACIÓN ENTRE COMPUTADORA Y LABVIEW	136
4.4	INTERFAZ HOMBRE MÁQUINA (HMI).....	138
4.4.1	PANEL DE CONTROL	138
4.4.1.1	MANUAL.....	138
4.4.1.2	AUTOMÁTICO.....	140
4.4.1.3	REGISTRO DE DATOS.....	143
4.5	DIAGRAMAS DE BLOQUES LABVIEW	145
4.5.1	BLOQUES DE PROGRAMACIÓN.....	145
CAPÍTULO 5.....		149
IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO		149
5.1	MONTAJE DEL MECANISMO	150
5.1.1	DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE MONTAJE	150
5.2	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO	157
5.3	ARMADO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO	161
5.4	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO COMPLETO.....	164
CAPÍTULO 6.....		181
COSTOS		181
6.1	COTIZACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO	182
6.1.1	MATERIALES	182
6.1.2	PROCESO DE MANUFACTURA	183
6.2	COTIZACIÓN DEL SISTEMA ELECTRÓNICO	184

6.2.1	ELEMENTOS.....	184
6.2.2	ELABORACIÓN DE LA PLACA.....	185
6.3	COSTOS DE IMPLEMENTACIÓN	186
	CONCLUSIONES	187
	RECOMENDACIONES.....	189
	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	190
	BIBLIOGRAFÍA:	190
	MEDIOS ELECTRÓNICOS:.....	191
	SITIOS WEB:	192
	ANEXOS:.....	194
	A1 ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO	194
	A2 PLANOS DE ELEMENTOS MECÁNICOS	194
	A3 SIMULACIÓN PLACA PCB	194
	A4 DATASHEET ACTUADOR LINEAL PAP 14P	194
	A5 TOOLKIT LABVIEW INTERFACE FOR ARDUINO (LIFA)	194
	A6 LABIEW INTERFAZ USUARIO	194
	A7 LABVIEW DIAGRAMAS DE BLOQUES	194
	A8 PRUEBAS DEL PROTOTIPO	194
	A9 MANUAL DE USUARIO	194

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Rango de movimientos del tobillo.	6
Tabla 2.	Rango de movimientos del tobillo.	8
Tabla 3.	Limitaciones de los tipos de actuadores	31
Tabla 4.	Factores utilizados para determinar un factor de seguridad para materiales dúctiles	32
Tabla 5.	Especificaciones Arduino Mega2560.....	39
Tabla 6.	Matriz de decisión para estructura paralela	48
Tabla 7.	Elementos de la máquina	60
Tabla 8.	Especificaciones generales del prototipo.....	61
Tabla 9.	Propiedades mecánicas de los materiales.....	64
Tabla 10.	Pruebas rango útil del sensor	90
Tabla 11.	Asignación de pines tarjeta Arduino	108

Tabla 12. Datos de Voltaje vs Distancia	111
Tabla 13. Parámetros de configuración	137
Tabla 14. Lista de piezas para montaje	150
Tabla 15. Pruebas para actuador 1	158
Tabla 16. Pruebas para actuador 2	159
Tabla 17. Pruebas actuador 3	159
Tabla 18. Pruebas para movimiento Dorsiflexión	164
Tabla 19. Pruebas para movimiento Plantarflexión	166
Tabla 20. Pruebas para movimiento Inversión Pie Derecho	167
Tabla 21. Pruebas para movimiento Eversión Pie Derecho	169
Tabla 22. Pruebas para movimiento Inversión Pie Izquierdo	171
Tabla 23. Pruebas para movimiento Eversión Pie Derecho	173
Tabla 24. Costo de materia prima	182
Tabla 25. Costo de manufactura	183
Tabla 26. Costo de elementos electrónicos y materiales	184
Tabla 27. Costo de elaboración de placa	185
Tabla 28. Costo de implementación	186

ÍNDICE DE CUADROS

Cuadro 1. Características de máquinas existentes en mercado	23
Cuadro 2. Comparación de tipos de actuadores	30
Cuadro 3. Descripción de los requerimientos del cliente.	45
Cuadro 4. Características técnicas a considerar	45
Cuadro 5. Relaciones y Correlaciones QFD	46
Cuadro 6. Matriz QFD	47
Cuadro 7. Índice de masa corporal	51
Cuadro 8. Características de actuadores lineales eléctricos	54
Cuadro 9. Actuador lineal elegido para el proyecto PA-14P Lin. Act. Potenciómeter	57
Cuadro 10. Hoja de procesos base fija	81
Cuadro 11. Hoja de procesos base móvil	83
Cuadro 12. Características de métodos para cambio de giro motor DCDC	94
Cuadro 13. Cuadro de características entre BJT y MOSFET	96
Cuadro 14. Resultados de las encuestas aplicadas a pacientes	175

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Organizador gráfico de Introducción.....	1
Figura 2. Organizador gráfico de Antecedentes.....	2
Figura 3. Esguince de tobillo. Fuente	3
Figura 4. Organizador gráfico de Fundamento Teórico.....	7
Figura 5. Huesos del pie-tobillo.....	9
Figura 6. Movimientos generales del tobillo.....	9
Figura 7. Movimientos de plantarflexión y dorsiflexión.....	10
Figura 8. Ángulos rango de movimiento.....	10
Figura 9. Movimientos de eversión e inversión.....	11
Figura 10. Movimiento de abducción y aducción del pie.....	12
Figura 11. Vista frontal y lateral de los ligamentos del pie derecho.....	12
Figura 12. Esguince tipo I. Ligamentos estirados.....	13
Figura 13. Esguince tipo II. Ligamentos ligeramente rotos.....	14
Figura 14. Esguince tipo III. Ligamentos completamente rotos.....	14
Figura 15. Mapa de conceptos generales sobre la rehabilitación.....	15
Figura 16. Rehabilitación pasiva.....	16
Figura 17. Rehabilitación activa.....	16
Figura 18. Máquina rehabilitadora Lokomat	17
Figura 19. Las máquinas en la rehabilitación.....	18
Figura 20. Dispositivo 1.....	21
Figura 21. Dispositivo 2.....	21
Figura 22. Dispositivo 3.....	22
Figura 23. Dispositivo 4.....	22
Figura 24. Diferentes tipos de manipuladores planos con.....	25
Figura 25. Máquinas automáticas de tres grados de libertad con actuadores giratorios.....	26
Figura 26. Máquinas automáticas de tres grados de libertad con actuadores lineales.....	26
Figura 27. Articulación rotatoria.....	27
Figura 28. Articulación prismática.....	27
Figura 29. Articulación cilíndrica.....	28
Figura 30. Articulación planar.....	28
Figura 31. Articulación esférica.....	28
Figura 32. Mecanismos de accionamiento de actuadores.....	29
Figura 33. Puente de medida con transductor.....	33
Figura 34. Divisor de voltaje.....	33
Figura 35. Un BJT: a) símbolo, b) características i-v, c) características idealizadas.....	34
Figura 36. MOSFET Canal N.....	35
Figura 37. MOSFET Canal P.....	36
Figura 38. MOSFET de canal n: a) símbolo, b) características i-v, c) características idealizadas.....	36
Figura 39. Esquemático Puente H.....	37
Figura 40. Funcionamiento Puente H en pares.....	38

Figura 41. Tarjeta Arduino Mega 2560 R3.....	40
Figura 42 Diagrama de bloques del Controlador ON / OFF.....	41
Figura 43. Metodología aplicada para Mecatrónica.....	42
Figura 44. Organizador gráfico de Alternativas de Solución.....	43
Figura 45. Proceso de obtención para especificaciones de máquina.....	44
Figura 46. Prototipo de 2 DOF rehabilitador de tobillo.....	49
Figura 47. Esquema de fuerzas ejercidas sobre el actuador.....	52
Figura 48. Diagrama de cuerpo libre.....	52
Figura 49. Carga vs Corriente.....	58
Figura 50. Carga vs Velocidad.....	58
Figura 51. Esquema funcional de la máquina.....	59
Figura 52. Organizador gráfico del capítulo.....	62
Figura 53. Ejes de rotación para los movimientos del tobillo.....	63
Figura 54. Base distribución de actuadores.....	66
Figura 55. Altura del triángulo formado por los centros de los vástagos.....	66
Figura 56. Soporte de montaje del actuador lineal.....	67
Figura 57. Soportes “U” de la base para anclaje de actuador.....	67
Figura 58 Área transversal donde actúa la fuerza cortante.....	68
Figura 59. Desplazamiento de vástago del actuador.....	69
Figura 60. Base fija.....	70
Figura 61. Base fija, distribución de los canales de la platinas.....	71
Figura 62. Base móvil platinas como anclajes fijos.....	71
Figura 63. Factor de seguridad de base móvil para distintos espesores.....	73
Figura 64. Simulación base móvil esfuerzos.....	74
Figura 65. Simulación base móvil desplazamientos.....	74
Figura 66. Platina.....	75
Figura 67. Estudio estático platina. (a) Tensión, (b) Desplazamiento, (c) Factor de seguridad.....	77
Figura 68. Uniones esféricas.....	78
Figura 69. Soporte para pie.....	78
Figura 70. Ejemplo de movimiento Dorsiflexión.....	79
Figura 71. Ángulo máximo alcanzado por plataforma.....	80
Figura 72. Diagrama de proceso platina.....	86
Figura 73. Diagrama de proceso rótula.....	87
Figura 74. Diagrama de proceso base rótula.....	88
Figura 75. Diagrama de bloques del sistema electrónico.....	89
Figura 76. Sensor retroalimentación actuador.....	89
Figura 77. Esquema de configuración puente de Wheatstone.....	92
Figura 78. Simulación Proteus acondicionamiento de señal.....	93
Figura 79. Puente H desarrollado con MOSFETs.....	96
Figura 80. Simulación Proteus Puente H.....	98
Figura 81. Características técnicas fuente Speedmind.....	99
Figura 82. Acondicionamiento de señal, actuador contraído.....	100
Figura 83. Acondicionamiento de señal, actuador extendido.....	101

Figura 84. Prueba de actuador	102
Figura 85. Simulación de la placa completa en Proteus	102
Figura 86. Geometría de pista de cobre	103
Figura 87. Ancho de pista	104
Figura 88. Diseño y enrutado de pistas	107
Figura 89. Vista 3D placa electrónica	107
Figura 90. Toma de datos Labview 2011 (a) Panel de control, (b) Diagrama de Bloques.....	110
Figura 91. Programa de software matemático que exporta datos de Excel.....	114
Figura 92. Grafica (voltaje vs distancia).....	114
Figura 93. Ajuste de curva – Lineal	115
Figura 94. Ajuste de curva – cuadrático	116
Figura 95. Relación carrera del actuador y el ángulo de inclinación de la plataforma móvil.....	117
Figura 96. Curva de aproximación usando identificación	118
Figura 97. Función de transferencia	118
Figura 98. Actuadores que actuaran en los movimientos	122
Figura 99. Diagrama de flujo: Proceso general	126
Figura 100. Diagrama de Flujo. Comunicación entre LabVIEW y Arduino	127
Figura 101. Diagrama de Flujo. Modo Manual.....	128
Figura 102. Diagrama de Flujo. Angulo de inclinación.....	129
Figura 103. Diagrama de Flujo. Modo Automático.....	130
Figura 104. Diagrama de Flujo. Ingreso de datos.....	131
Figura 105. Diagrama de Flujo. Proceso de rehabilitación	132
Figura 106. Diagrama de Flujo. Detención de la rehabilitación	133
Figura 107. Diagrama de Flujo. Paro de emergencia	134
Figura 108. Diagrama de Flujo. Registro de datos	135
Figura 109. Comunicación entre computadora y LabVIEW	137
Figura 110. Comunicación gráfica “VI Init”.....	137
Figura 111. HMI Modo Manual	138
Figura 112. Selección de movimiento modo manual	139
Figura 113. Indicador de luz	139
Figura 114. Selección de movimiento.....	140
Figura 115. Botones de manipulación del ángulo de rehabilitación.....	140
Figura 116. HMI Modo Automático	140
Figura 117. Selección de movimiento modo automático	141
Figura 118. Indicadores de luz	141
Figura 119. Ingreso de parámetros de rehabilitación.....	142
Figura 120. Botones de control en el modo automático.....	142
Figura 121. Indicador del estado de rehabilitación	142
Figura 122. HMI Registro de Datos	143
Figura 123. Ingreso de datos del paciente.....	143
Figura 124. Indicadores de datos	144
Figura 125. Elementos para el envío de datos	144
Figura 126. Ubicación del archivo de la base datos.	144

Figura 127. Diagrama de bloques Modo Manual.....	147
Figura 128. Diagrama de bloques Modo Automático.....	148
Figura 129. Diagrama de bloques Registro de datos.....	148
Figura 130. Organizador gráfico del capítulo.....	149
Figura 131. Actuadores lineales eléctricos.....	151
Figura 132. Base fija.....	151
Figura 133. Base móvil y platinas.....	151
Figura 134. Uniones esféricas.....	151
Figura 135. Base del pie.....	151
Figura 136. Caja de control y potencia.....	151
Figura 137. Base fija y actuadores.....	152
Figura 138. Anclaje de actuador a base fija.....	152
Figura 139. Anclaje y aseguramiento de unión esférica.....	153
Figura 140. Engrasado de unión esférica.....	153
Figura 141 Posición de platinas en base fija.....	154
Figura 142. Platina asegurada.....	154
Figura 143. Posición de platina, unión esférica y actuador.....	155
Figura 144. Ensamble base fija y base móvil.....	155
Figura 145. Base de pie y base móvil.....	156
Figura 146. Colocación de base fija sobre base móvil.....	156
Figura 147. Prototipo armado.....	157
Figura 148. Asignación numeral de los actuadores para pruebas.....	158
Figura 149. Lubricación de elementos.....	160
Figura 150. Aplicación de masilla.....	160
Figura 151. Soldadura de componentes de acuerdo con el diseño Proteus.....	161
Figura 152. Caja de control y potencia.....	161
Figura 153. Conexión actuador con bornera de placa.....	162
Figura 154. Distribución de los actuadores en la placa electrónica.....	162
Figura 155. (a) Conexión bornera de placa (b) Plugs de conexión en fuente de alimentación.....	163
Figura 156. Aplicación Angle Meter movimiento Dorsiflexión.....	165
Figura 157. Interfaz de usuario Dorsiflexión.....	165
Figura 158. Aplicación Angle Meter movimiento Plantarflexión.....	166
Figura 159. Interfaz de usuario Plantarflexión.....	167
Figura 160. Aplicación Angle Meter para movimiento Inversión Pie Derecho.....	168
Figura 161. Interfaz de usuario para movimiento Inversión Pie Derecho.....	168
Figura 162. Aplicación Angle Meter para movimiento Eversión Pie Derecho.....	169
Figura 163. Interfaz de usuario para movimiento Eversión Pie Derecho.....	170
Figura 164. Aplicación Angle Meter para movimiento Inversión Pie Izquierdo.....	171
Figura 165. Interfaz de usuario para movimiento Inversión Pie Izquierdo.....	172
Figura 166. Aplicación Angle Meter para movimiento Eversión Pie Izquierdo.....	173
Figura 167. Interfaz de usuario para movimiento Eversión Pie Izquierdo.....	174
Figura 168. Tabulación pregunta 1.....	175
Figura 169. Tabulación pregunta 2.....	176

Figura 170. Tabulación pregunta 3.....	176
Figura 171. Tabulación pregunta 4.....	176
Figura 172. Tabulación pregunta 5.....	177
Figura 173. Tabulación pregunta 6.....	177
Figura 174. Tabulación pregunta 7.....	177
Figura 175. Tabulación pregunta 8.....	178
Figura 176. Tabulación pregunta 9.....	178
Figura 177. Tabulación pregunta 10.....	178
Figura 178. Tabulación pregunta 11.....	179
Figura 179. Tabulación pregunta 12.....	179
Figura 180. Tabulación pregunta 13.....	179
Figura 181. Tabulación pregunta 14.....	180
Figura 182. Organizador gráfico del capítulo.....	181

RESUMEN

El presente proyecto describe el desarrollo de un prototipo automático para rehabilitación pasiva por esguince de tobillo para asistir a personas que comiencen con su periodo de recuperación, se ha tomado en consideración la biomecánica del tobillo para así llevar a cabo los movimientos de dorsiflexión a 30° , plantarflexión a 38° , inversión a 22° y eversión a 17° en el prototipo. Se empleó una matriz de calidad QFD donde se encontró la relación entre las características técnicas y los requerimientos del cliente (fisioterapeuta) para elegir la alternativa más adecuada para el desarrollo del proyecto; se eligió una estructura paralela PSP (prismática esférica prismática) que pueda soportar el peso de una persona con índice de masa corporal 40 y una altura de 1.9 metros, equivalente a un peso de 1414N que representa la carga máxima aplicada a la estructura, a partir de este valor se realizaron los dimensionamientos de los elementos que componen la estructura paralela basados en la utilización del cálculo estático y software CAD. Incorporando una placa PCB donde se implementó la etapa de instrumentación con su respectivo diseño de Puente de Wheatstone para acondicionamiento de señal, etapa de potencia para el control (On/Off) de los motores DC del actuador lineal con el uso de Puente H y finalmente la etapa de comunicación del prototipo entre la tarjeta Arduino del mecanismo y la interfaz gráfica HMI desarrollada en software de instrumentación virtual. Construido el prototipo se realizaron las pruebas respectivas con lo que se comprobó que el sistema mecánico, electrónico y de control funcionan adecuadamente.

PALABRAS CLAVE:

REHABILITACIÓN

TOBILLO

ESTRUCTURA PARALELA

ACTUADOR LINEAL

INTERFAZ GRÁFICA

ABSTRACT

This project describes the development of an automatic prototype for passive rehabilitation of ankle sprain to assist people that begin their recovery period; is taken into consideration the biomechanics of the ankle to well perform the movements of dorsiflexion at 30° , plantarflexion at 38° , inversion at 22° and eversion at 17° in the prototype. A QFD quality matrix was used, where the relationship between the technical specifications and customer requirements (physiotherapist) was found to choose the most suitable alternative for the project; a parallel structure PSP (spherical prism prismatic) that can support the weight of a person with BMI 40 and a height of 1.9 meters, equivalent to a weight of 1414N representing the maximum load applied to the structure, from this value the sizes of the elements of the parallel structure were designed with the use of static calculation and CAD software. Incorporating a PCB where the instrumentation phase was implemented with the respective Wheatstone bridge design for signal conditioning, power stage for the (On / Off) control of DC motor linear actuator using H bridge and finally the prototype stage communication between the Arduino board mechanism and HMI graphical interface developed in virtual instrumentation software. Built the prototype with the respective tests it was found that the mechanical, electronic and control system work properly performed.

KEY WORDS:

REHABILITATION

ANKLE

PARALLEL STRUCTURE

LINEAR ACTUATOR

GRAPHICAL INTERFACE

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

El presente proyecto de grado proporcionará al lector una idea acerca de una máquina para rehabilitación de tobillo con elementos diseñados para emular movimientos de tobillo y así mejorar la condición de un paciente. Dentro del documento se encontraran los conceptos básicos, complementarios y específicos para su desarrollo.

En la siguiente figura se presenta la estructura del capítulo.

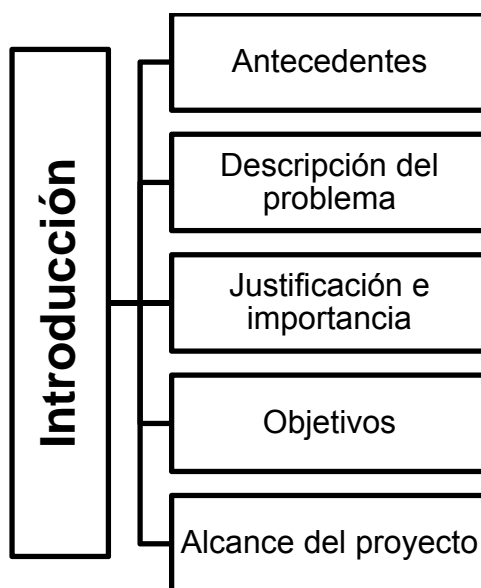


Figura 1. Organizador gráfico de Introducción

1.1 ANTECEDENTES

Desde hace varias décadas se ha producido un gran interés en la comunidad científica y tecnológica para desarrollar dispositivos que sean de utilidad práctica para la sociedad; una de las áreas de interés son los sistemas de rehabilitación, impulsados por solventar una necesidad como la atención oportuna de las personas que requieren el tratamiento adecuado.

En la Figura 2 se sintetiza lo relacionado con el área de la rehabilitación

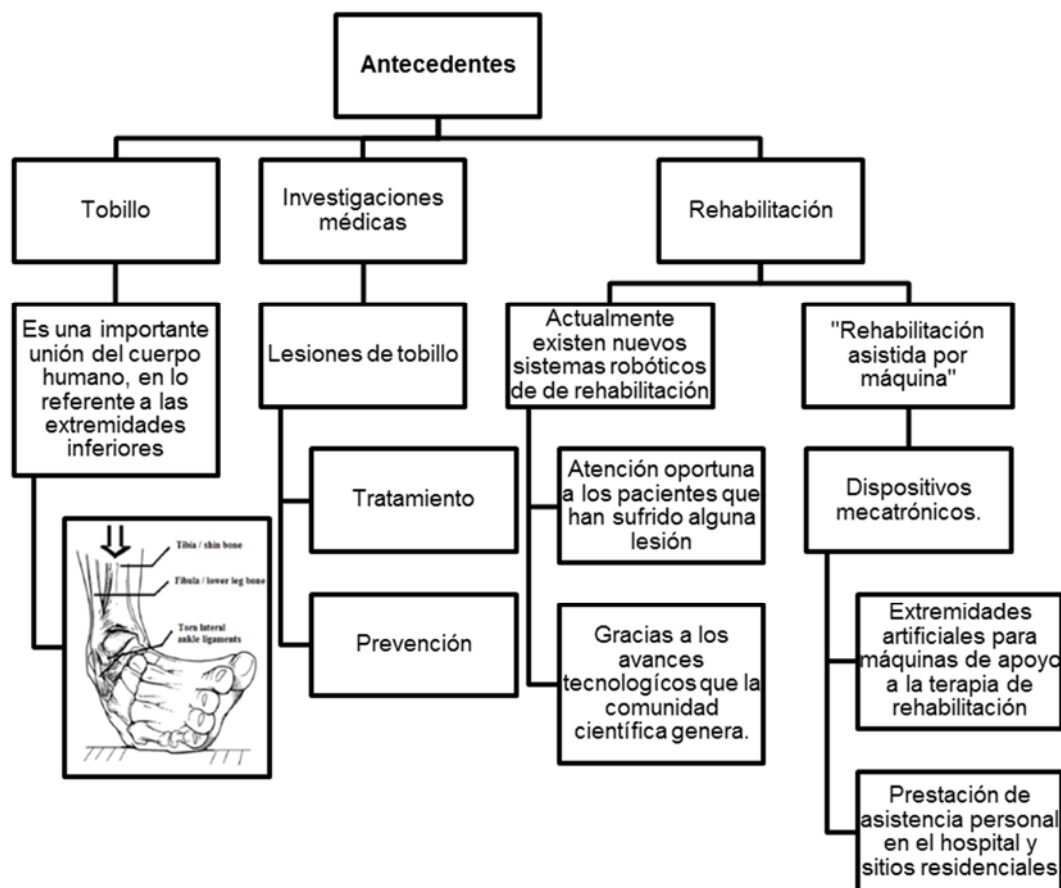


Figura 2. Organizador gráfico de Antecedentes.

Este proyecto se enfoca en el desarrollo de un prototipo semiautomático mecatrónico para la rehabilitación pasiva del esguince de tobillo, el cual se puede observar en la Figura 3.



Figura 3. Esguince de tobillo. Fuente (Alcocer & Otros, 2012).

1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

En el país existe la necesidad de aparatos de asistencia para ser utilizados en rehabilitación física; y ya que este es un mercado no explotado, se busca que la ingeniería desarrolle soluciones con mecanismos que puedan realizar rehabilitación sin causar molestia al paciente y así motivar a un mayor número de personas para que realicen terapias utilizando estos equipos.

En la actualidad, Ecuador posee soluciones extraídas de experiencias de otros países y adaptadas a nuestra realidad pero exclusivamente de tipo artesanal; no obstante también existe la posibilidad de importar equipos de rehabilitación con el fin de suplir estas necesidades, pero una de las principales desventajas de esta solución se refleja en los costos de mantenimiento y soporte que requieren los equipos, teniendo que enviar dicho equipo hacia su lugar de origen o trayendo personal extranjero capacitado en soporte técnico lo que hace se consuma aún más tecnología; y esto contrarresta con las políticas gubernamentales que son de innovación y desarrollo tecnológico.

1.3 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA

Existen ayudas desarrolladas desde la mecánica y electrónica disponibles en el mercado ecuatoriano a más de programas gubernamentales como órtesis, prótesis y miembros ortopédicos; pero las soluciones para el tema de rehabilitación son limitadas al igual que la innovación científica en esta área de parte de las universidades del país; por lo que actualmente acontecen políticas educativas e incentivos para el desarrollo de temas orientados hacia el desarrollo de tecnología con fines médicos y terapéuticos. (IESS, 2014)

Por ello este proyecto promueve la iniciativa de desarrollar un prototipo que sea una mejor técnica de asistencia a la rehabilitación de las personas, acortando los tiempos de recuperación en la movilidad de la articulación y reduciendo el dolor y las molestias que puedan aparecer durante el proceso de rehabilitación.

Es de trascendencia el desarrollo de un dispositivo mecatrónico que permita de mejor manera realizar la rehabilitación del paciente, dar una solución tecnológica a las necesidades no existentes en el mercado ecuatoriano y ser asequible para el público en los centros de tratamiento a más de ser un aporte en la innovación tecnológica del país.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 OBJETIVO GENERAL:

Diseñar y construir, una máquina automática de 2-DOF para la rehabilitación de tobillo que permita realizar los movimientos de dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión dentro de los rangos útiles para aplicaciones en fisioterapia.

1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Realizar un estudio básico de los movimientos requeridos de tobillo para una correcta rehabilitación
- Diseñar y construir un mecanismo paralelo bajo criterios de simplicidad, flexibilidad, transportabilidad y bajo nivel de ruido.
- Diseñar e implementar un sistema electrónico simple que permita un funcionamiento fiable de acuerdo al criterio del fisioterapeuta.
- Diseñar e implementar una interfaz de usuario HMI simple con la cual se pueda operar el equipo.

1.5 ALCANCE DEL PROYECTO

El alcance del presente proyecto es diseñar e implementar una máquina transportable empleada para rehabilitación de tobillo; basado en una estructura paralela de 2 grados de libertad, dotado de sistema de control y mecanismos, capaces de emular los movimientos naturales de tobillo y así asistir a personas que comiencen con su periodo de recuperación pasiva con ejercicios tales como dorsiflexión, plantarflexión, inversión y eversión; facilitando el trabajo en los centros de tratamiento y siendo utilizado en terapias integrales que mejoren la función motora de músculos y tendones; pudiendo este sistema ser comandado mediante esquemas de control, desde una interfaz de usuario que estará dispuesta al alcance del fisioterapeuta y mostrando el tipo de ejercicio que se está realizando en una pantalla.

El prototipo se desarrollará dentro de un presupuesto no mayor a \$6500 USD; empleando materiales disponibles en el mercado ecuatoriano.

Para cumplir lo mencionado anteriormente se tendrán en cuenta los valores detallados en la Tabla 1:

Tabla 1.

Rango de movimientos del tobillo.

Tipo de movimiento	Movimiento máximo permisible
Dorsiflexión	20.3° a 29.8°
Plantarflexión	37.6° a 39°
Inversión	14.5° a 22.0°
Eversión	10° a 17°

Fuente (Blanco & Otros, 2013)

El prototipo que se entregará es una maquina automática compuesta por un sistema de movimiento sobre el cual se apoyará el pie de una persona que haya sufrido algún esguince en el tobillo, los ejercicios que el prototipo podrá realizar serán enfocados a la rehabilitación pasiva siendo estos pre programados por el especialista a cargo que a la vez monitoreará las variables como el tipo de movimiento y el número de repeticiones que el paciente debe realizar; mediante la interfaz gráfica HMI de fácil manejo

La máquina automática para rehabilitación de tobillo como los resultados finales de los movimientos efectuados con el mismo, serán expuestos ante la comunidad politécnica de la (Universidad de la Fuerzas Armadas) ESPE y público en general mediante una presentación de funcionamiento del prototipo con una persona.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTO TEÓRICO

Las máquinas de rehabilitación están orientadas a personas en proceso de recuperación post-operación, fracturas y demás enfermedades relacionadas con la movilidad de sus extremidades, enfermedades que necesitan de una asistencia médica en el área de terapia.

El desarrollo del fundamento teórico es necesario para contar con conceptos que sirvan de punto de partida y orienten el desarrollo del presente proyecto de grado.

En la siguiente figura se presenta la estructura del capítulo.

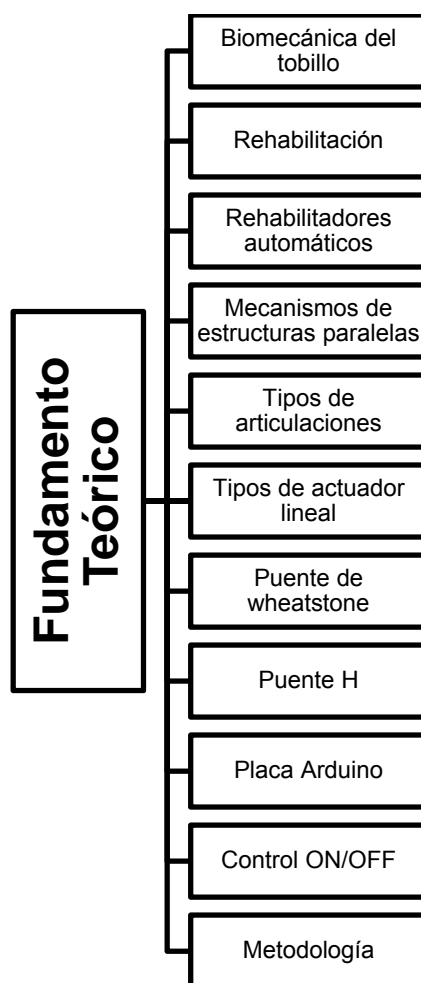


Figura 4. Organizador gráfico de Fundamento Teórico.

2.1 BIOMECÁNICA DEL TOBILLO HUMANO

El tobillo es una de las más complejas partes del sistema esquelético y juega un papel importante en la locomoción humana, transmitiendo fuerzas y torques a la tierra durante el andar. El movimiento del tobillo puede ser descrito por las rotaciones a través de 3 ejes los cuales son perpendiculares a los planos anatómicos. Los términos usados para definir la dirección del movimiento pie-tobillo y los rangos estimados de movimientos en cada dirección están dados en Tabla 2. Cabe señalar que el rango de movimiento puede variar entre los individuos porque pueden ser personas que tengan distintos tipos de lesión o personas que ya tienen sesiones previas de rehabilitación. (Blanco & Otros, 2013)

Tabla 2.

Rango de movimientos del tobillo.

Tipo de movimiento	Movimiento máximo permisible
Dorsiflexión	20.3° a 29.8°
Plantarflexión	37.6° a 39°
Inversión	14.5° a 22.0°
Eversión	10° a 17°
Abducción (rotación externa)	15.4° a 25.9°
Aducción (rotación interna)	22° a 36°

Fuente (Blanco & Otros, 2013)

De la tabla anterior se debe tomar una especial consideración en el diseño del prototipo para asegurar que sea capaz de realizar ejercicios repetitivos y alcanzar los rangos máximos permisibles.

El tobillo humano tiene una estructura multi-unión compleja. El hueso central es el astrágalo, los huesos circundantes son el calcáneo, el navicular (Escafoide) y el cuboide; ellos son los responsables de la rotación del tobillo en 3D, Figura 5. (Rojas & Quiroz, 2008)

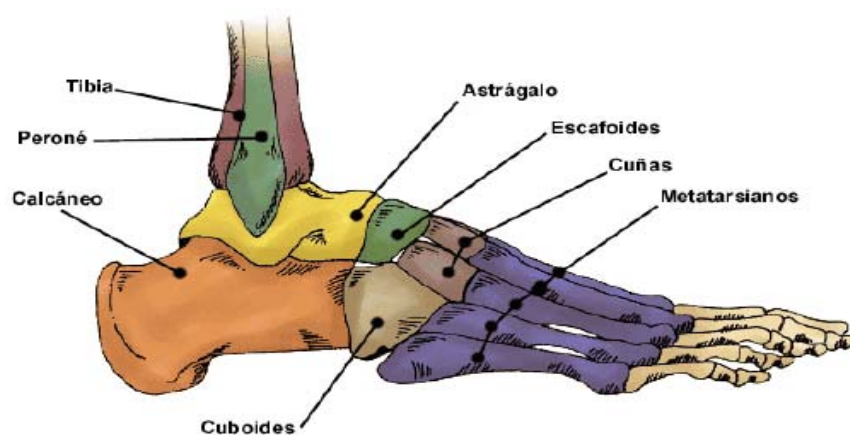


Figura 5. Huesos del pie-tobillo.

Fuente (Rojas & Quiroz, 2008)

Existen tres pares principales de movimientos del tobillo, es decir, cada uno de los movimientos tiene su contraparte.

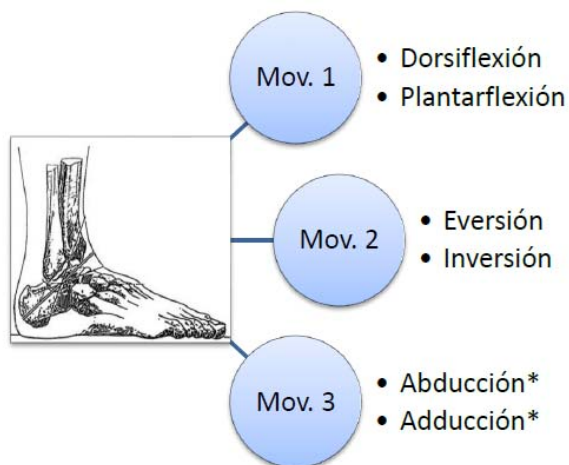


Figura 6. Movimientos generales del tobillo.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002)

A continuación se describirán cada uno de los movimientos mencionados. (D. A. P. Vega, 2002):

Movimiento 1:

Se realiza en la articulación tibioastragalina a partir de la posición de referencia (0°), en el eje transversal

- **Flexión dorsal (flexión):** Aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna, llega hasta los 20° - 30° .
- **Flexión plantar (extensión):** aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna; su rango de movimiento es de 20° - 40°

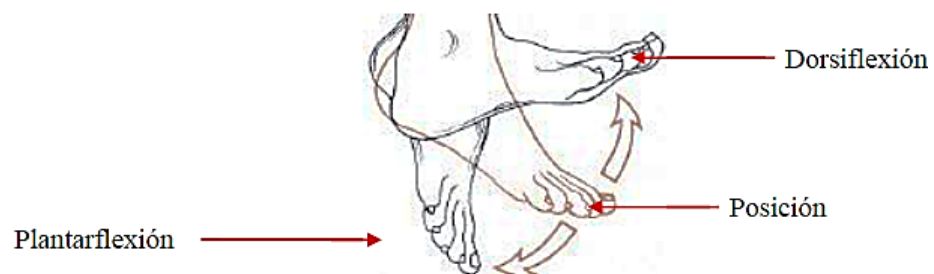


Figura 7. Movimientos de plantarflexión y dorsiflexión.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002).

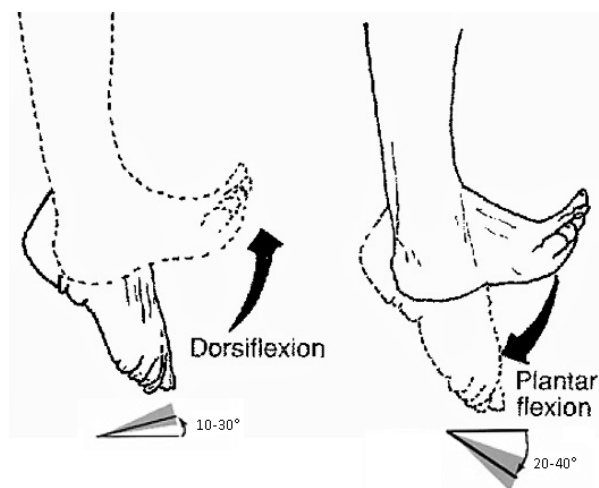


Figura 8. Ángulos rango de movimiento.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002).

Movimiento 2:

Los movimientos se realizan en el eje rotacional

- **Eversión:** Es la rotación externa del pie con elevación del borde externo del pie. Los músculos que participan en la eversión son: tercer peróneo (principal), peróneo corto, peróneo largo, extensor largo de los dedos, extensor corto de los dedos. Rango de movimiento 10° - 17°
- **Inversión:** Es también una rotación pero interna del pie con elevación del borde interno del pie. Los músculos que participan en la inversión son: Tibial anterior y tibial posterior son los principales, pero también participan: flexor largo de los dedos, flexor del dedo gordo, extensor largo del dedo gordo (véase Figura 9). Rango de movimiento 14.5° - 22°



Figura 9. Movimientos de eversión e inversión.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002).

Movimiento 3:

Se dan alrededor del eje vertical

- **Aducción:** Cuando la punta del pie se lleva hacia adentro.
- **Abducción:** Cuando la punta del pie se lleva hacia fuera

Este movimiento como tal, se menciona sin embargo no es del total interés para el desarrollo de este proyecto y por lo cual no es necesario

definirlo, si se menciona porque tiene parte en los movimientos naturales del tobillo (ver Figura 10).

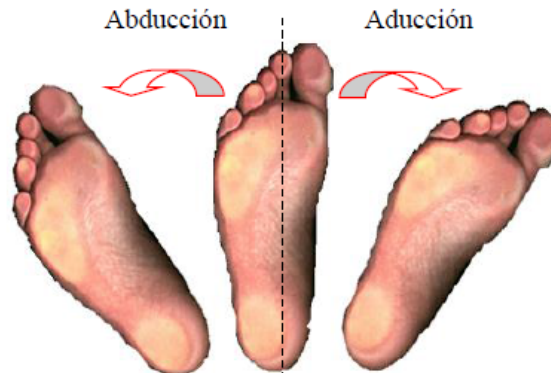


Figura 10. Movimiento de abducción y aducción del pie.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002)

2.1.1 LESIONES TÍPICAS DE TOBILLO

El movimiento pasivo continuo combinado con fisioterapia, ofrece resultados beneficiosos comparados con la fisioterapia sola en la rehabilitación a corto plazo posterior a una artroplastia total de tobillo (D. A. P. Vega, 2002).



Figura 11. Vista frontal y lateral de los ligamentos del pie derecho.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002)

La articulación del tobillo conecta al pie con la pierna y permite que el pie se mueva hacia arriba y hacia abajo y en un movimiento hacia adentro y

hacia afuera. Hay músculos, tendones y ligamentos que rodean el tobillo suministrando la estabilidad que la articulación del tobillo necesita para caminar y correr.

Se describen los esguinces de tobillo dependiendo de su tipo:

ESGUINCE DE TOBILLO TIPO 1. La forma más común como se puede lesionar el tobillo es por medio de un esguince y cuando éste se presenta, los ligamentos en el tobillo se estiran o se desgarran parcial o totalmente. El tipo de esguince más común es una lesión por inversión, donde el pie es rotado hacia adentro.



Figura 12. Esguince tipo I. Ligamentos estirados.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002).

ESGUINCE DE TOBILLO TIPO 2. El esguince de tobillo tipo II es de nivel moderado y ocurre cuando algunas de las fibras de los ligamentos se han desgarrado completamente, con hinchazón inmediata. Generalmente precisan de un periodo de reposo de tres a seis semanas antes de volver a la actividad normal.



Figura 13. Esguince tipo II. Ligamentos ligeramente rotos.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002).

ESGUINCE DE TOBILLO TIPO 3. Existe un daño articular manifiesto, rotura completa del ligamento, dolor intenso, deformidad e hinchazón. El sujeto no puede caminar ni apoyar el pie en el suelo.

Son los más graves y suponen la rotura completa de uno o más ligamentos pero rara vez precisan cirugía. Se precisan ocho semanas o más para que los ligamentos cicatricen.

De acuerdo al mecanismo de producción estas lesiones se clasifican en: eversión y abducción. Ruptura del ligamento deltoideo. De inversión y aducción. Disrupción o ruptura del ligamento externo.

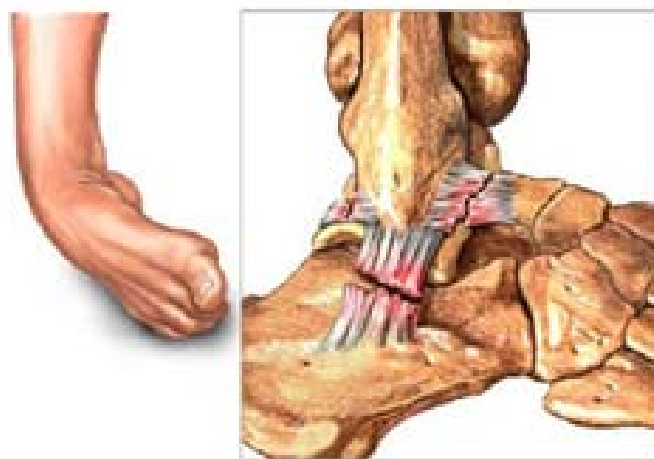


Figura 14. Esguince tipo III. Ligamentos completamente rotos.

Fuente (D. A. P. Vega, 2002).

2.2 REHABILITACIÓN

La rehabilitación consiste en un conjunto o serie de procedimientos con el fin de ayudar al paciente a alcanzar su potencial físico de acuerdo con su deficiencia fisiológica o anatómica. La robótica de rehabilitación considera en el diseño de sus equipos la deficiencia del paciente para lograr su mejoramiento muscular.

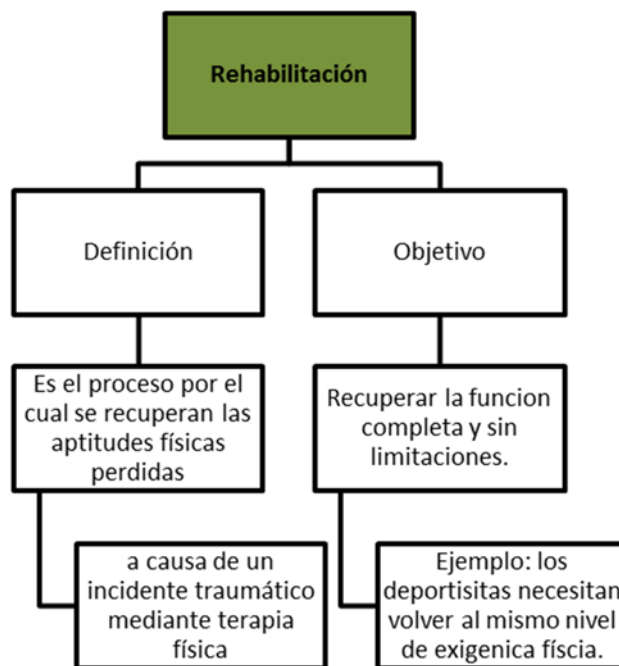


Figura 15. Mapa de conceptos generales sobre la rehabilitación.

2.2.1 REHABILITACIÓN PASIVA

Hace referencia al método en el cual, una fuerza externa provoca un movimiento en una determinada zona corporal evitando que el paciente tenga o realice una contracción muscular; que a su vez, puede ser relajada o auto pasiva (véase Figura 16) (Boyero, 2014). Este tipo de kinesioterapia se encuentra indicada para recuperar los movimientos articulares y el esquema corporal del paciente y específicamente para corregir cualquier tipo de alteración circulatoria



Figura 16. Rehabilitación pasiva.

Fuente (Boyero, 2014)

2.2.2 REHABILITACIÓN ACTIVA

En este método terapéutico se basa en que el movimiento debe ser llevado a cabo mediante la contracción muscular del paciente, provocado por las fibras musculares (véase Figura 17) (Boyero, 2014). También puede utilizarse como técnica preventiva induciendo a la relajación y produciendo a su vez una estimulación en las áreas cutáneas y circulatorias. Por último es importante destacar que la rehabilitación activa puede aplicarse en patologías neurológicas, problemas de índole reumatológicos y hasta traumáticos, pero se encuentra contraindicada en aquellas situaciones de procesos infecciosos e inflamatorios y agudos.



Figura 17. Rehabilitación activa.

Fuente (Boyero, 2014)

2.3 REHABILITADORES AUTOMÁTICOS

En este literal se revisarán conceptos generales y ventajas que ofrecen los rehabilitadores automáticos a los pacientes.

2.3.1 APLICACIONES EN MEDICINA Y UTILIDAD GENERAL

¿Hasta qué punto puede ayudar una máquina a superar un trauma? Los últimos avances en los campos de la automatización y la medicina van más allá de la curación física. Existen máquinas de diagnóstico, para la discapacidad, para la rehabilitación o quirúrgicas. Las máquinas se integran cada vez más a las sociedades alrededor del mundo, y su ayuda incluso mejora las condiciones de salud de muchas personas.

Máquinas simples como las poleas que son construidas con una rueda provista de un eje que le permite girar libremente y con una llanta de forma apropiada para que pueda arrastrar o ser arrastrada por una correa, permiten cambiar la dirección de una fuerza sin variar su magnitud o permiten movilizar un miembro afecto cuando este no tiene la fuerza suficiente para ejecutar un movimiento.



Figura 18. Máquina rehabilitadora Lokomat
Fuente (UT Southwestern Medical Center, 2014)

En la rehabilitación de enfermos y accidentados a veces son necesarias terapias repetitivas y costosas. En estos casos el paciente por necesidad debe realizar un gran esfuerzo, pero convencionalmente era también el fisioterapeuta quien también se esforzaba. Con las máquinas de rehabilitación el fisioterapeuta sólo se debe encargar de hacer un seguimiento de la evolución del paciente, y puede aplicar entonces mejor sus esfuerzos para conseguir terapias más eficientes. (Efefuturo.com, 2014).



Figura 19. Las máquinas en la rehabilitación.

Fuente (Efefuturo.com, 2014)

Ventajas del uso de máquinas en la rehabilitación. (Facultad de Informática de Barcelona, 2014):

- Las máquinas aceleran el proceso de recuperación durante la fase de rehabilitación para las personas que hayan sufrido enfermedades y accidentes con daños severos de las funciones motoras
- Son una herramienta que reduce el error humano y optimiza los tiempos de tratamiento
- Las intervenciones quirúrgicas son perfectas y las rehabilitaciones son menos costosas y más eficientes

- Recuperación de movilidad tras ictus o lesión medular Mediante módulos robóticos que se colocan en los tobillos, se pretende conectar los impulsos eléctricos que genera el cerebro con movimientos que aplica el robot a las articulaciones
- Los exoesqueletos con la estimulación eléctrica de los músculos afectados, proporcionan una mayor o menor fuerza al robot según las necesidades del paciente y apoyando su movimiento.
- Las terapias con máquinas suponen una reducción considerable de la fatiga y el dolor que provocan estas terapias
- Es generalmente bien tolerada por los pacientes y ha demostrado encontrado ser un complemento eficaz a la terapia en personas que sufren de deficiencias motoras
- Ayudan a mejorar la calidad de vida de las personas en cuadros como el envejecimiento de la población y las expectativas sociales de adecuar la medicina a la gente invalidada
- También está siendo crucial para la mejora de la calidad de vida de pacientes que necesitan prótesis por la pérdida de alguna extremidad. A diferencia de las antiguas prótesis estáticas, ahora se están diseñando unas nuevas responden a las voluntades del paciente

Problemas a los que se enfrenta la tecnología de la Rehabilitación
(Facultad de Informática de Barcelona, 2014):

Los proyectos en tecnología de la rehabilitación tienen características propias que pueden hacer fracasar iniciativas que, siendo interesantes desde el punto de vista tecnológico, ignoran los aspectos de usuario. Los puntos que suelen generar las mayores dificultades son:

- ***Detección de las necesidades de usuario.*** La aparición de determinados avances tecnológicos suele sugerir a los investigadores una serie de beneficios que las personas con discapacidad podrían sacar de su aplicación. Basándose en estas apreciaciones, en

ocasiones se organizan costosos proyectos de investigación cuyos resultados son luego rechazados por los usuarios porque no satisfacen sus necesidades reales. Un proyecto en este área exige realizar un estudio previo de necesidades de usuario, usando una metodología de estudio y detección seria y rigurosa.

- **Evaluación de los resultados.** A menudo la evaluación de los dispositivos finales se realiza demasiado tarde, y al usuario no le queda más remedio que aceptarlos como son. Para evitarlo, los proyectos deben desarrollar prototipos intermedios para que sean evaluados por usuarios reales en una fase en la que sus críticas y sugerencias puedan ser incluidas en el diseño final.
- **Aspectos éticos y sociales.** El investigador no puede ser ajeno a las consecuencias éticas y a los efectos sociales de la solución tecnológica que propone. La tecnología "invasiva", los sistemas que coartan la libertad de decisión del usuario, los sistemas que monitorizan y vigilan sus movimientos, deben ser limitados a lo estrictamente necesario.
- **Uso de tecnología económica.** Las personas con discapacidad no suelen tener capacidad económica como para adquirir equipamiento muy sofisticado. Incluso en los países en que este tipo de ayudas recaen en los servicios de asistencia social, el precio máximo de los sistemas resultantes condiciona fuertemente el éxito de los proyectos.
- **Uso de tecnología proporcional al problema.** La tecnología demasiado sofisticada es difícil de utilizar. Como regla básica, no deben "tecnificarse" aquellos problemas que pueden ser resueltos sin tecnología, o con dispositivos más sencillos.

2.3.2 REHABILITADORES DE TOBILLO COMERCIALES

En este literal se mostrarán algunos de los rehabilitadores de tobillo que existen en el mercado, actualmente se tiene de diferentes tipos, los hay manuales, automáticos, de baja y alta complejidad, a continuación se muestran algunos ejemplos.

En la Figura 20 se muestra un dispositivo el cual no realiza ningún movimiento por sí solo, únicamente coloca el pie en una altura en la cual una persona especializada realiza los movimientos de rehabilitación. (García, 2008).



Figura 20. Dispositivo 1.

Fuente (García, 2008).

En el aparato que se muestra en la Figura 21, se puede observar que sólo proporciona un tipo de movimiento y que este tiene que ser controlado por una persona especialista (García, 2008).



Figura 21. Dispositivo 2.

Fuente (García, 2008).

Este dispositivo ofrece movimientos circulares bien definidos y el sistema mecánico está diseñado para mover el peso del pie con relativa facilidad, mezcla dos movimientos y tiene que ser usado de forma manual (ver Figura 22) (García, 2008).



Figura 22. Dispositivo 3.

Fuente (García, 2008).

En el siguiente dispositivo se tiene que los movimientos ya están motorizados pero no están bien definidos los rangos que se manejarán y no tienen un dispositivo que puede delimitarlos por lo que todo el tiempo de la terapia es necesario que un especialista este supervisando las rutinas (ver Figura 23)



Figura 23. Dispositivo 4.

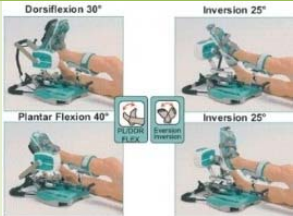



Fuente (García, 2008).

2.3.3 CARACTERÍSTICAS DE MÁQUINAS EXISTENTES EN EL MERCADO

En este literal se mencionaran las características de las máquinas rehabilitadoras existentes en el mercado

Cuadro 1.

Características de máquinas existentes en mercado.

Modelo	Kinetec	Breva	Medislipper	Minitalus	Máquina 3 PSP
Imagen					
Tipo de movimiento:	Pasivo, movilización de articulaciones del pie después de tratamiento la fijación interna por lesiones de: <ul style="list-style-type: none"> • Tendón de Aquiles • Ligamento • Alargamiento quirúrgico de tendón para la rigidez postraumática 		2 modos: activo y pasivo estimula la activación muscular de la gama completa de la articulación. Está enfocado en: <ul style="list-style-type: none"> • Recuperación de movilidad • Fuerza muscular 	Prevención de lesiones de tobillo mediante el trabajo pasivo elástico controlado dentro de un sistema fácil de usar	Sistema de equilibrio y el sistema de articulación múltiple movilizan el tobillo con ejercicios pasivos y velocidad determinada
Rango de movimiento:	<ul style="list-style-type: none"> • Plantar Flexión 40° a Dorsiflexion 30° • Eversión 25° a Inversión 25° 		<ul style="list-style-type: none"> • Dorsal flexión • Plantar flexión • Pronación • Supinación • Inversión • Eversión 	<ul style="list-style-type: none"> • Extremidades inferiores flexionadas; a 45 grados: • Decúbito supino y con extremidad extendida 	<ul style="list-style-type: none"> • El ángulo de flexión plantar y dorsiflexión es -20 a 39 grados • El rango del ángulo de eversión e inversión -35 a 25 grados
Tipo actuador:	Motor DC		Motor eléctrico	Poleas y balancín	Actuador lineal
Tamaño del pie:	19 cm. a 29 cm		19 cm. a 29 cm	19 cm. a 29 cm	19 cm. a 29 cm Continúa →

Carga soportada:	70 kg	110 kg	80 kg	160 kg
Tamaño:	56x 37x 45cm	60x45x70	45x25x55 cm	Depende del actuador lineal
Peso:	12.5 Kg	15Kg	7 Kg	19Kg
Velocidad:	50° a 150° por minuto	Frecuencia Variable	Depende del usuario	0.40"/sec
Voltaje:	100 a 240 Volts 50/60Hz	220/230 V ≈ 50/60 Hz	0 Volts	100 a 240 Volts 50/60Hz
Potencia Eléctrica:	50VA	150 Watt	0 Watt	180Watt
Controlabilidad:	Mando avanzado para maximizar programas y protocolos	Consola electrónica con pantalla digital	Trabajo elástico controlado	Mando para programas preprogramados
Modos de tratamiento:	<ul style="list-style-type: none"> • Calentamiento • Modulación • ROM Bypass • Tiempo de Sesión • 16 programas personalizados 	<ul style="list-style-type: none"> • 10 diferentes movimientos • Movimientos manuales como automáticos 	<ul style="list-style-type: none"> • Dorsal y plantar flexión 10-16 Nm • Pronación 0,8-2,4 Nm • Supinación 0,8-2,4 Nm 	<ul style="list-style-type: none"> • Movimientos preprogramados, automáticos
Tipo de realimentación:	Potenciómetro	Potenciómetro	No tiene	Sensor efecto Hall
Seguridad:	<ul style="list-style-type: none"> • Posibilidad de bloquear el ajuste de los parámetros • La reserva exclusiva de carga asegura la protección del paciente cuando se ejerce fuerza excesiva en la articulación 	<ul style="list-style-type: none"> • Botón paro de seguridad • Embrague para el ajuste de intensidad de tensión • Acople de pie y la pierna cubierto con tela 	<ul style="list-style-type: none"> • El uso de la resistencia elástica otorga un control directo del usuario • Refuerzo de estructura para mejorar la movilidad de la articulación 	<ul style="list-style-type: none"> • Protección de carga cuando se ejerce fuerza excesiva. • Botón paro de seguridad

De la tabla de características mostradas hay varias a tomar en cuenta tales como:

- Tipo de actuador
- Tamaño
- Ángulos que pueden alcanzar
- Seguridad

Los cuáles serán considerados para el desarrollo del presente proyecto.

2.4 MECANISMOS DE ESTRUCTURAS PARALELAS

En esta sección se citará algunos tipos de máquinas presentados o analizados en las publicaciones recogidas por J.P. Merlet (Stewart, 1966):

En la siguiente figura se presentan manipuladores planos con tres grados de libertad accionados por medio de actuadores lineales o giratorios, con esto se tendrá una idea más clara de la estructura paralela que puede ser utilizada en el desarrollo de este proyecto.

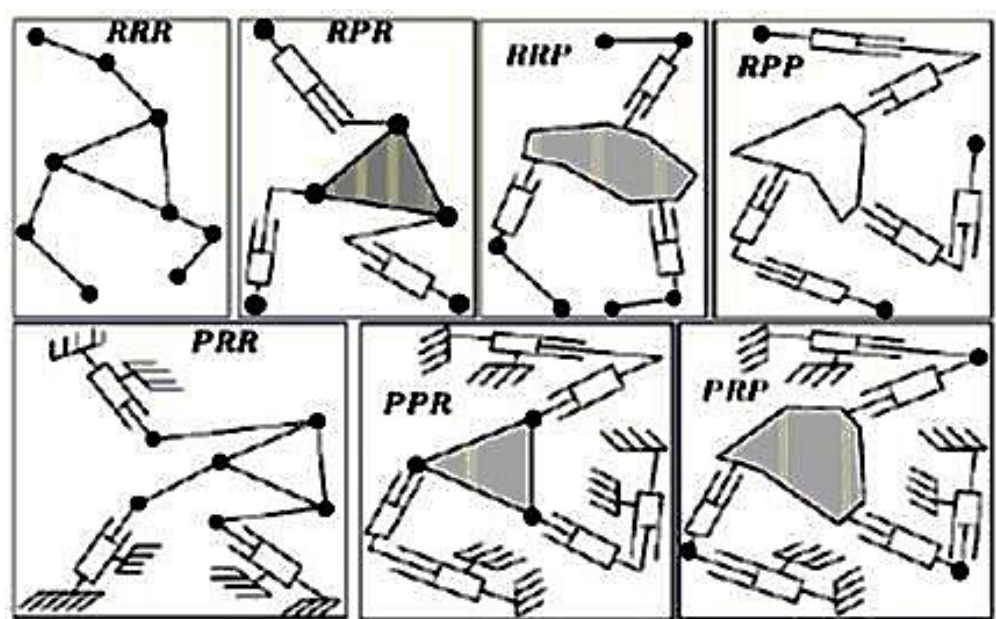


Figura 24. Diferentes tipos de manipuladores planos con actuadores prismáticos y giratorios.

Fuente (Zabalza & Ros, 2007).

Manipuladores espaciales con tres grados de libertad accionados por medio de actuadores giratorios (Stewart, 1966). La estructura Delta propuesta por R. Clavel (Clavel, 1988), Figura 25 (a). El Ojo de Águila propuesto por C. Gosselin, Figura 25(b). Y el Capaman propuesto por M. Ceccarelli Figura 25(c).

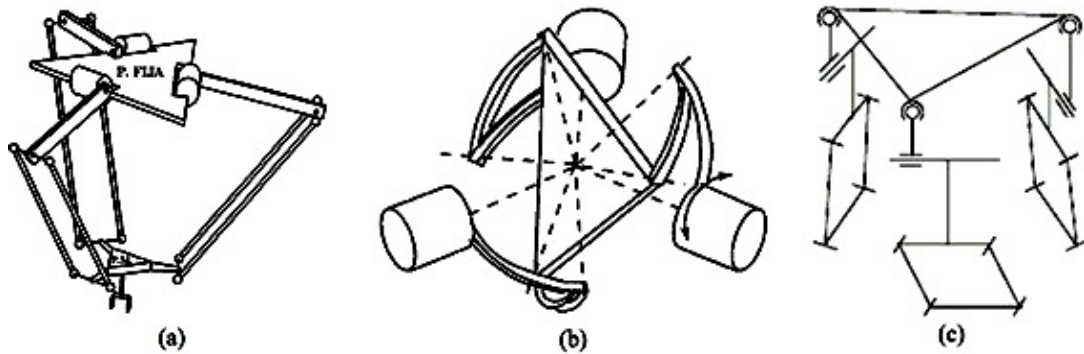


Figura 25. Máquinas automáticas de tres grados de libertad con actuadores giratorios, (a) Delta, (b) Ojo de Águila, (c) Capaman.

Fuente (Clavel, 1988).

En la figura de abajo se muestra otra clase de manipuladores, manipuladores espaciales con tres grados de libertad accionados por medio de actuadores lineales (Clavel, 1988) & (Hunt, 1983). El mecanismo Linapod propuesto por P.B. Zobel, similar al Delta pero con actuadores lineales. El Orthoglide propuesto por P. Wenger y D. Chablat, Figura 26(a). El Tricept patentado por K.E. Neumann, Figura 26(b). Y SPS consiste en una plataforma móvil, una base, tres actuadores (SPS) esférico prismático-esférico y un puntal central; tiene dos articulaciones esféricas y una articulación prismática como una junta elástica propuesta por Saglia, J. Tsai, Figura 26(c).

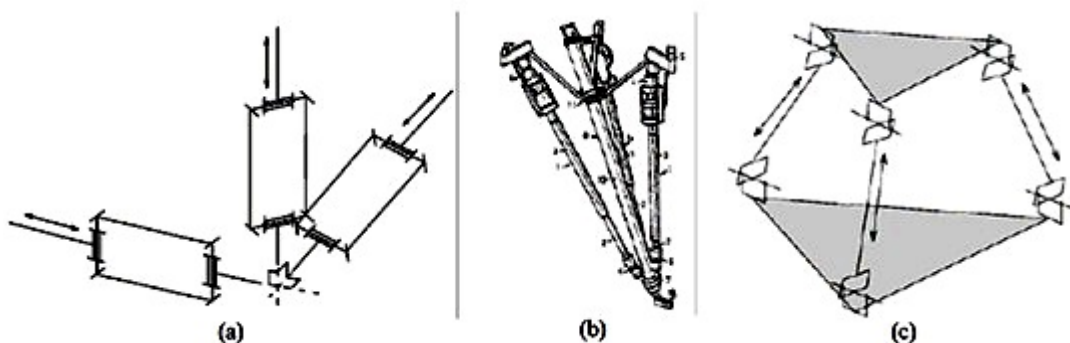


Figura 26. Máquinas automáticas de tres grados de libertad con actuadores lineales, (a) Orthoglide, (b) Tricept, (c) 3 – SPS.

Fuente (Hunt, 1983).

2.5 TIPOS DE ARTICULACIONES

Existen varios tipos de articulaciones que son empleadas en la robótica, las cuales se muestran en las siguientes figuras. (Ollero B, 2001).

. La articulación de rotación en una de ellas, se obtiene un grado de libertad ya que esta consiste en una rotación alrededor del eje de la articulación, esto se aprecia en la Figura 27.

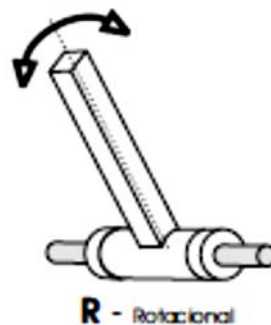


Figura 27. Articulación rotatoria

Fuente (Ollero B, 2001)

Otro tipo de articulación es la prismática la cual se ilustra en la Figura 28, en esta articulación el grado de libertad se obtiene de la traslación a lo largo del eje de la misma.

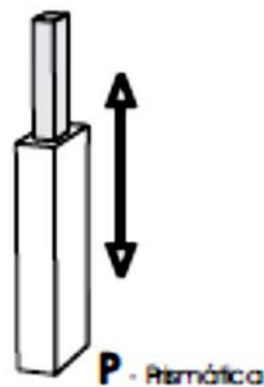


Figura 28. Articulación prismática

Fuente (Ollero B, 2001)

En la Figura 29 se aprecia una articulación cilíndrica en la cual existen dos grados de libertad los cuales son de rotación y traslación sobre el eje de la articulación.

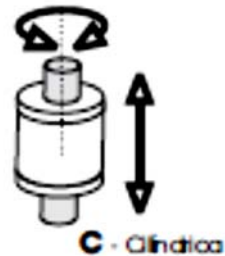


Figura 29. Articulación cilíndrica

Fuente (Ollero B, 2001)

En la articulación planar existen dos grados de libertad y esta se caracteriza por el desplazamiento en un plano como se ilustra en la Figura 30

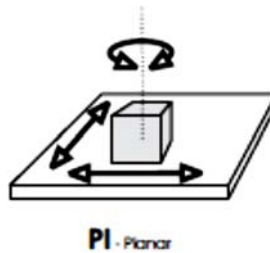


Figura 30. Articulación planar

Fuente (Ollero B, 2001)

Por último se presenta la articulación esférica o de rotula, caracterizada por combinar tres giros en tres direcciones perpendiculares en el espacio como ilustra la Figura 31.



Figura 31. Articulación esférica

Fuente (Ollero B, 2001)

2.6 TIPOS DE ACTUADOR LINEAL

En este literal se mencionará los tipos de actuadores disponibles y su funcionamiento a través de un vástago que entra y sale para conformar el movimiento de empuje y retorno.

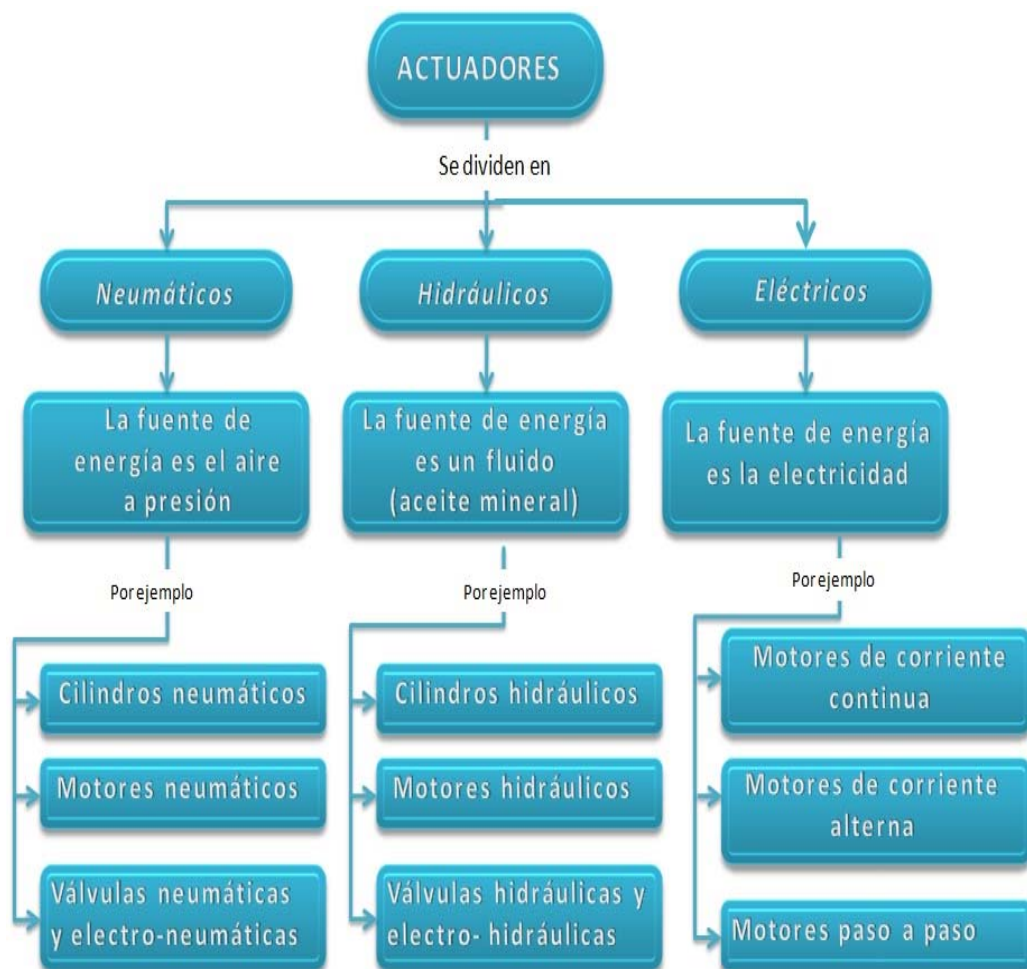


Figura 32. Mecanismos de accionamiento de actuadores

2.6.1 COMPARACIÓN TIPOS DE ACTUADOR LINEAL

A continuación se realizará una comparación de las características técnicas de los actuadores considerando la ponderación mostrada en el cuadro de abajo.

Cuadro 2.

Comparación de tipos de actuadores

Tipos de actuador	Neumáticos	Hidráulicos	Eléctricos
Velocidad	++	0	+
Capacidad de carga	-	++	+
Precisión	0	0	++
Peso componente	-	+	+
Tamaño	0	+	0
Facilidad instalación	0	0	+
Inclusión de sensores	+	+	++
Eficiencia	0	+	++
	++ Superior	0	Limitada
	+ Alta	-	Baja

A más de las características técnicas del cuadro anterior se deberá revisar las limitaciones del accionamiento de los actuadores en el siguiente punto.

2.6.2 LIMITACIONES DE LOS TIPOS DE ACTUADOR LINEAL

En el siguiente cuadro se detallaran las limitaciones de los tipos de actuadores para considerar en la construcción del prototipo.

Tabla 3.

Limitaciones de los tipos de actuadores

Tipos de actuador	Limitaciones
Neumáticos	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Requieren de instalaciones especiales y costosas ▪ El acondicionamiento del aire es costoso ▪ Son ruidosos por la descarga del aire hacia la atmósfera ▪ En circuitos muy extensos se producen pérdidas de cargas considerable ▪ Las presiones a las que trabajan normalmente, no permiten aplicar grandes fuerzas ▪ Las instalaciones no son portátiles ▪ Las herramientas neumáticas requieren una considerable cantidad de mantenimiento para que trabajen adecuadamente
Hidráulicos	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Requieren de instalaciones especiales, costosas y de considerable tamaño por tener que recircular el fluido con el que trabajan ▪ Son de difícil mantenimiento ▪ Suciedad alta ▪ Velocidad de respuesta muy lenta ▪ Frecuentes fugas
Eléctricos	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tienen potencia limitada ▪ Altos costos ▪ Poca disponibilidad ▪ Mantenimiento complejo y laborioso por personal capacitado ▪ Baja versatilidad en actuadores en el mercado

Posteriormente se realizará el análisis de selección del actuador lineal que mejor se acople al proyecto.

2.7 FACTOR DE SEGURIDAD

El coeficiente de seguridad (también conocido como factor de seguridad) es el cociente entre el valor calculado de la capacidad máxima de un sistema y el valor del requerimiento real a que se verá sometido

El factor de seguridad para el diseño se determinará a partir de la Tabla 4. (Norton R., 2010)

Tabla 4.

Factores utilizados para determinar un factor de seguridad para materiales dúctiles

Información	Calidad de la información	Factor
Datos del material disponibles de pruebas	El material realmente utilizado fue probado	1.3
	Datos representativos del material disponibles a partir de pruebas	2
	Datos suficientemente representativos del material disponibles a partir de pruebas	3
	Datos poco representativos del material disponibles a partir de pruebas	5+
Condiciones del entorno en el cuál se utilizará	Idénticas a las condiciones de prueba del material	1.3
	Esencialmente en un entorno de ambiente de habitación	2
	Entorno moderadamente agresivo	3
	Entorno extremadamente agresivo	5+
Modelos analíticos para carga y esfuerzos	Los modelos han sido probados contra experimentos	1.3
	Los modelos representan al sistema con precisión	2
	Los modelos representan al sistema aproximadamente	3
	Los modelos son una burda aproximación	5+

Fuente (Norton R., 2010)

2.8 PUENTE DE WHEATSTONE

El puente de Wheatstone es un método de comparación basado en el uso de dos divisores de tensión, en uno de los cuales está insertado el sensor resistivo. Estos métodos son adecuados para medir variaciones pequeñas de resistencia.

La tensión de salida de un puente de Wheatstone no se mide con respecto a masa, sino que es la diferencia entre las tensiones de salida de los dos divisores que constituyen el puente. Por lo que es necesario utilizar un amplificador diferencial como detector de la tensión de salida del puente. En la figura se muestra la detección de la salida del puente con un amplificador diferencial (García Sánchez, 2002)

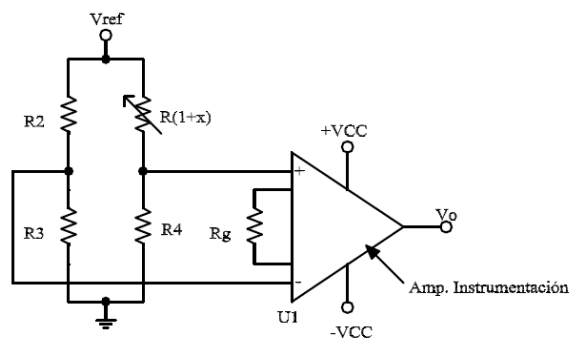


Figura 33. Puente de medida con transductor

Fuente (Sanchez, 2002)

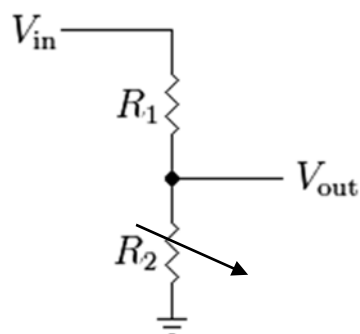


Figura 34. Divisor de voltaje

Fuente (Pallas, 2004)

Utilizando la fórmula para divisor de voltaje se obtendrá el valor de R1 que será fijo y R2 representa el sensor de posición.

$$V_{out} = \frac{R2}{R1 + R2} V_{in}$$

Ec. 1 Divisor de voltaje

2.8 TRANSISTORES DE POTENCIA

En este literal se detallan las características de los transistores de potencia. (Ned Mohan, 2008)

TRANSISTORES DE UNIÓN BIPOLAR (BJT)

El símbolo de circuito para un NPN BJT se muestra en la Figura 35-a, y sus características de estado permanente, en la Figura 35-b. Como se muestra en las características de i-v, resulta una corriente de base lo bastante grande (según la corriente del colector) cuando el dispositivo está completamente encendido

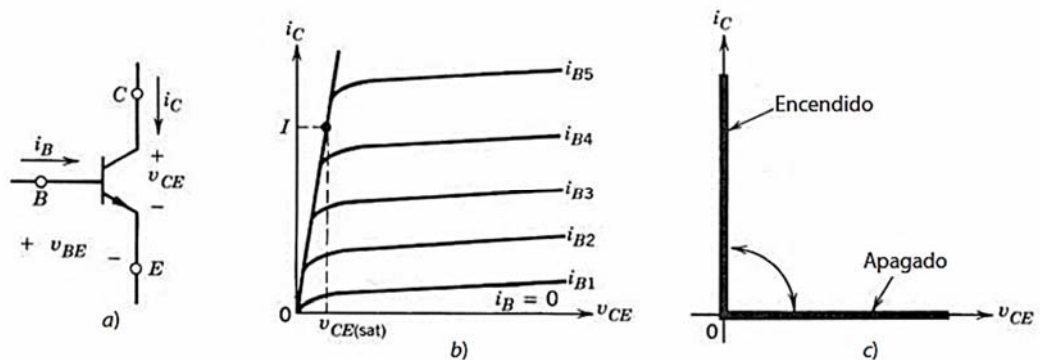


Figura 35. Un BJT: a) símbolo, b) características i-v, c) características idealizadas.

El voltaje del estado activo $V_{CE(sat)}$ de los transistores de potencia suele encontrarse en el rango de 1 - 2 V, así que la pérdida de energía de conducción en el BJT es muy pequeña. Las características idealizadas i-v del BJT al operar como interruptor se muestran en la Figura 35-c.

Las principales características que han de considerarse en los transistores bipolares de potencia son:

- I_{Cmax} : intensidad máxima de colector
- BV_{CEO} : tensión de ruptura de colector-emisor
- P_{max} : potencia máxima disipable en régimen continuo

Cuando el transistor está en saturación o en corte las pérdidas son despreciables. Pero si tenemos en cuenta los efectos de retardo de conmutación, al cambiar de un estado a otro se produce un pico de potencia disipada, ya que en esos instantes el producto $i_C \times V_{CE}$ va a tener un valor apreciable, por lo que la potencia media de pérdidas en el transistor va a ser mayor.

TRANSISTORES DE EFECTO DE CAMPO DE METAL-ÓXIDO-SEMICONDUCTOR - MOSFET

El nombre de MOSFET, viene dado por las iniciales de los elementos que los componen; una fina película metálica (Metal -M); óxido de silicio (Óxido - O); región semiconductor. La principal diferencia entre los Transistores Bipolares (BJT) y los Mosfet consiste en que estos últimos son controlados por tensión aplicada en la puerta (G) y requieren solo una pequeña corriente de entrada, mientras que los transistores Bipolares (BJT), son controlados por corriente aplicada a la base.

En la siguiente figura se pueden observar la estructura física y el símbolo más habitual para un MOSFET de canal n:

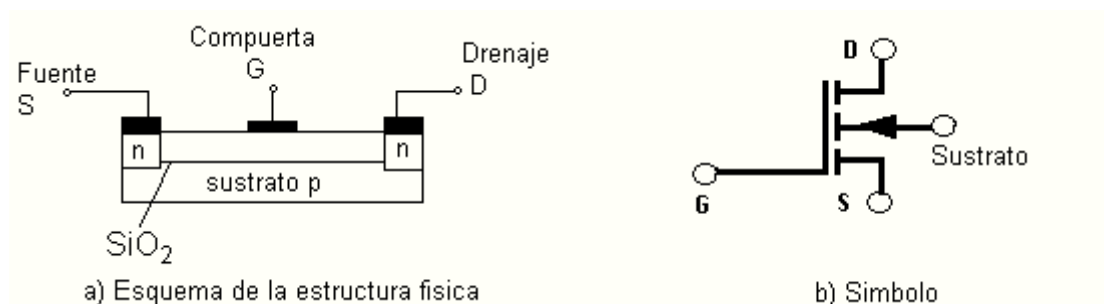


Figura 36. MOSFET Canal N

Asimismo, la siguiente figura muestra la estructura física y el símbolo más habitual para un MOSFET de canal p:

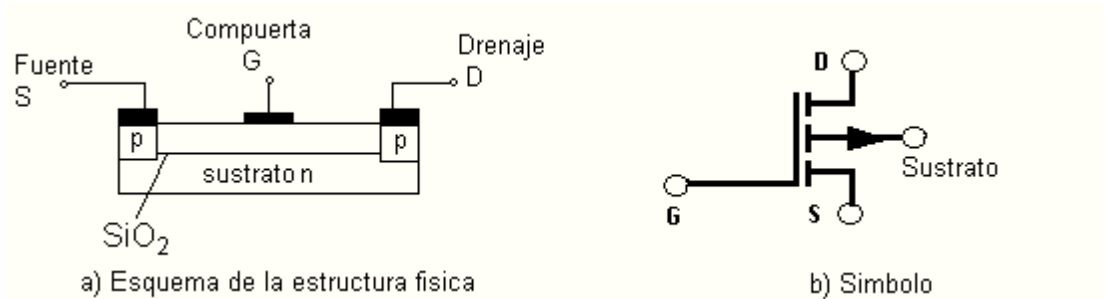


Figura 37. MOSFET Canal P

El MOSFET está por completo encendido cuando valor de v_{GS} , es mayor que $V_{GS(th)}$ y produce el paso de corriente entre el drenador y el surtidor, se parece a un interruptor cerrado cuando la tensión de fuente de puerta está debajo del valor umbral $V_{GS(th)}$ la corriente que circula por el drenador es prácticamente nula. Las características idealizadas del dispositivo en operación como interruptor se muestran en la Figura 38.

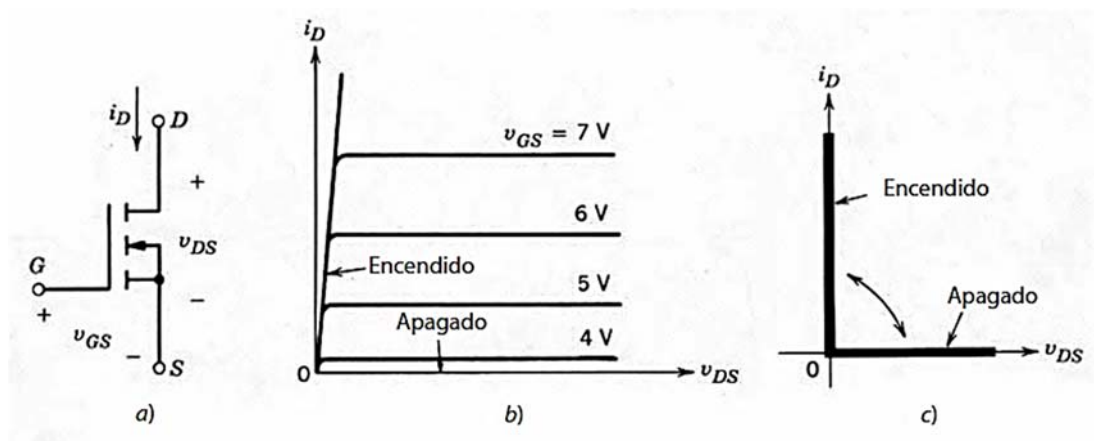


Figura 38. MOSFET de canal n: a) símbolo, b) características i-v, c) características idealizadas.

Puesto que tiene un coeficiente de temperatura positivo, los MOSFET se pueden conectar fácilmente en paralelo. Esto causa que el dispositivo que conduce la corriente más alta se caliente y de este modo lo obliga a

compartir en forma igualitaria su corriente con los demás MOSFET en paralelo.

2.9 PUENTE H

El término “**Puente-H**” se deriva de la representación gráfica típica del circuito. Un Puente-H, se construye con interruptores (mecánicos o de estado sólido), uno en cada “rama lateral” o brazo ascendente y descendente y en la barra central se encuentran las salidas para el motor, es la forma que se representa dentro de un circuito esquemático simplificado, como el que se muestra abajo. (Neoteo, 2010)

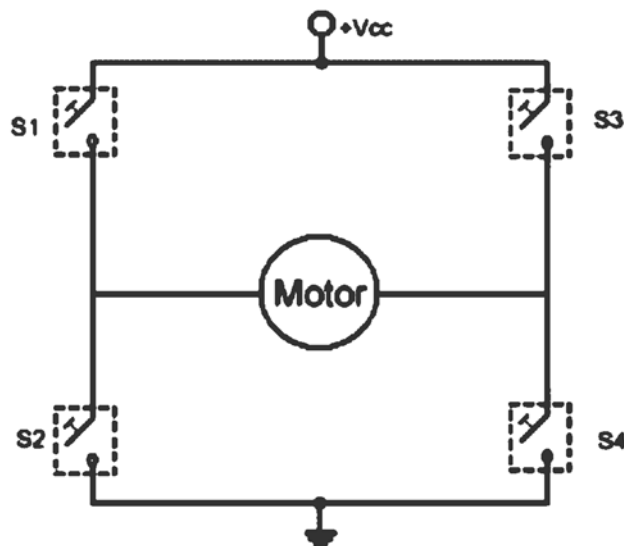


Figura 39. Esquemático Puente H

Fuente (Neoteo, 2010)

Cuando los interruptores S1-S4 según Figura 40 están cerrados, S2-S3 estarán abiertos, el motor será atravesado por la tensión en una dirección, a la que girará el motor. Ahora bien, si se abre S1-S4 y se cierra S2-S3 en este orden, dicha tensión se habrá invertido y la operación, invertirá el sentido de giro del motor.

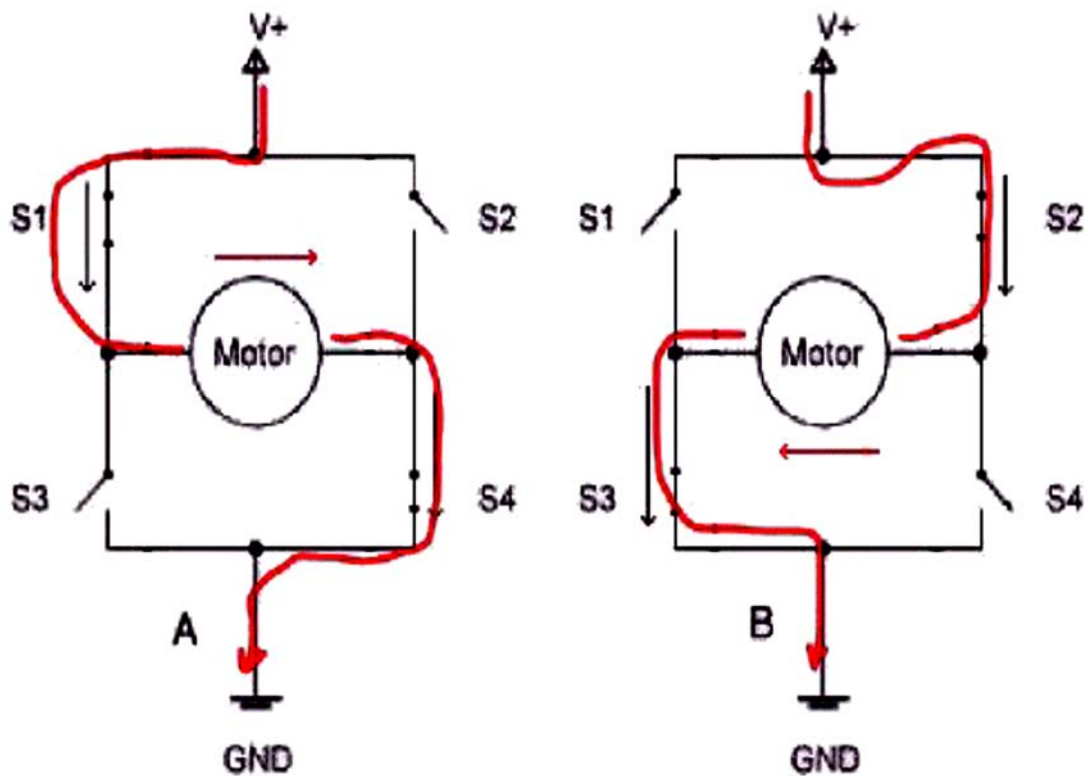


Figura 40. Funcionamiento Puentes H en pares

Fuente (Neoteo, 2010)

La configuración de transistores de canal P para los lados superiores y de canal N para los inferiores tiene como ventaja que las tensiones necesarias para activar los Gates de los transistores de canal P se podrán sacar directamente de la alimentación utilizada para el motor.

Si por el contrario se utiliza transistores de Canal N en el lado superior de la H, la tensión necesaria para activar los Gates deberá provenir de un elevador de tensión que funcione por encima del valor nominal de alimentación del motor.

2.10 PLACA ARDUINO

En el mercado se encuentran placas electrónicas programables, diseñadas para facilitar su uso en varias aplicaciones tecnológicas, como es el caso de las placas Arduino.

Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador Atmel AVR, con conectores a los puertos de entrada/salida.


El hardware de Arduino está basado en un microcontrolador AVR, como el ATmega8, ATmega 168, ATmega328 y el ATmega1280. Los programas de Arduino están basados en C/C++ y compilados con el compilador de código abierto avr-gcc y enlazado con la Librería de AVR de código abierto, Fuente (CORTOC, 2014)

Por su facilidad de uso y bajo costo se seleccionó esta tarjeta para realizar el control del prototipo de rehabilitación, además las librerías para diferentes dispositivos ya se encuentran elaboradas por la comunidad de usuarios que han optado por esta tecnología, lo que facilita el uso.

Existen varios tipos de placas, de las cuales tomando en cuenta el número de entradas y salidas necesarias para el uso del prototipo, se ha seleccionado la placa Arduino MEGA 2560, cuyas especificaciones se pueden observar en la Tabla 5.

Tabla 5.

Especificaciones Arduino Mega2560

Características	Valor
Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje del sistema	5V
Pines de entrada y salida digitales	54 (15 proveen salidas de PWM)
Entradas analógicas	16
Corriente DC por pin I/O	40 mA
Corriente DC para pin 3.3V	50 mA Continúa 

Memoria FLASH	256 KB de los cuales 8 KB son usados por el bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad de reloj	16 MHz
Conversor A/D	0-5 V

Fuente (Arduino.org, 2013)

La tarjeta Arduino Mega2560 puede ser alimentada desde la conexión USB o a través de una fuente externa, por esta razón, se opta por utilizar como alimentación el puerto USB de la computadora para simplificar la conexión entre placa Arduino y la PC.

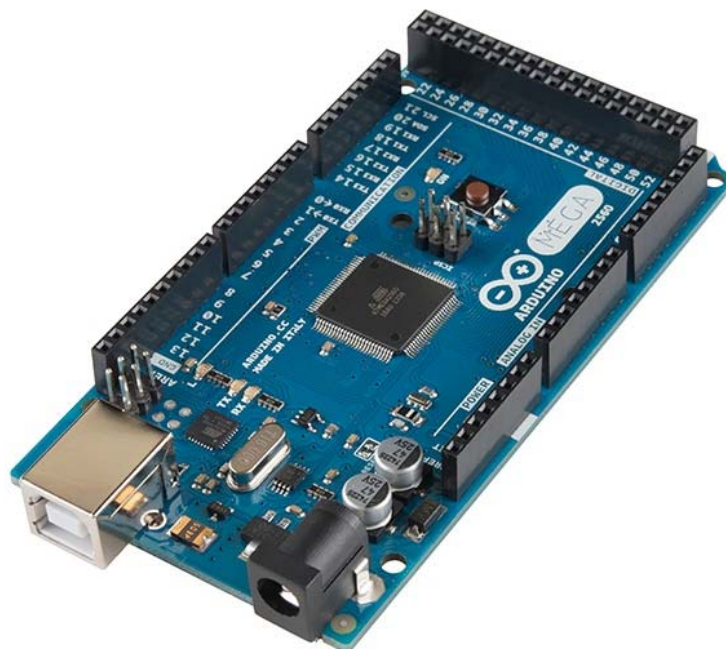


Figura 41. Tarjeta Arduino Mega 2560 R3

Fuente (Arduino.org, 2013)

2.11 CONTROL ON/OFF

Si se tiene una señal de salida del controlador $u(t)$ y una señal de error $e(t)$, en el control de dos posiciones, la señal permanece en un valor ya sea máximo o mínimo, dependiendo de si la señal de error es positiva o negativa. Fuente (Universidad de Caratina México, 2012).

De este modo:

$$u(t) = M1, \quad \text{para } e(t) > 0$$

$$u(t) = M2, \quad \text{para } e(t) < 0$$

En donde $U1$ y $U2$ son constantes. Por lo general, el valor mínimo de $U2$ es cero o menor que $U1$. En la siguiente figura se muestra el diagrama a bloques de un controlador Encendido-Apagado (ON/OFF)

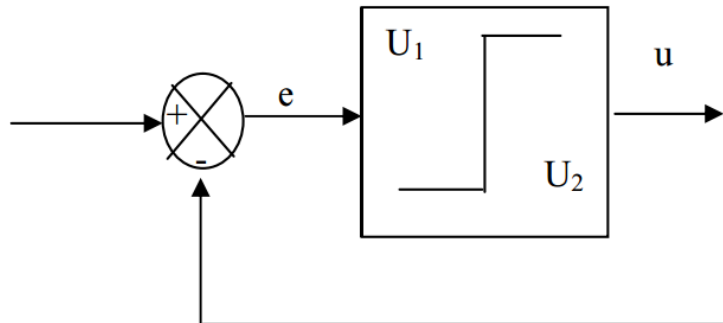


Figura 42 Diagrama de bloques del Controlador ON / OFF

2.12 METODOLOGÍA

La metodología es el conjunto de procedimientos que permiten alcanzar una gama de objetivos, la metodología que se utilizará para el desarrollo de este proyecto es cuantitativa, la investigación que se realizará es de tipo tecnológico.

El proyecto de grado se desarrollará utilizando la metodología expuesta en la siguiente figura (Bolton, 2008).

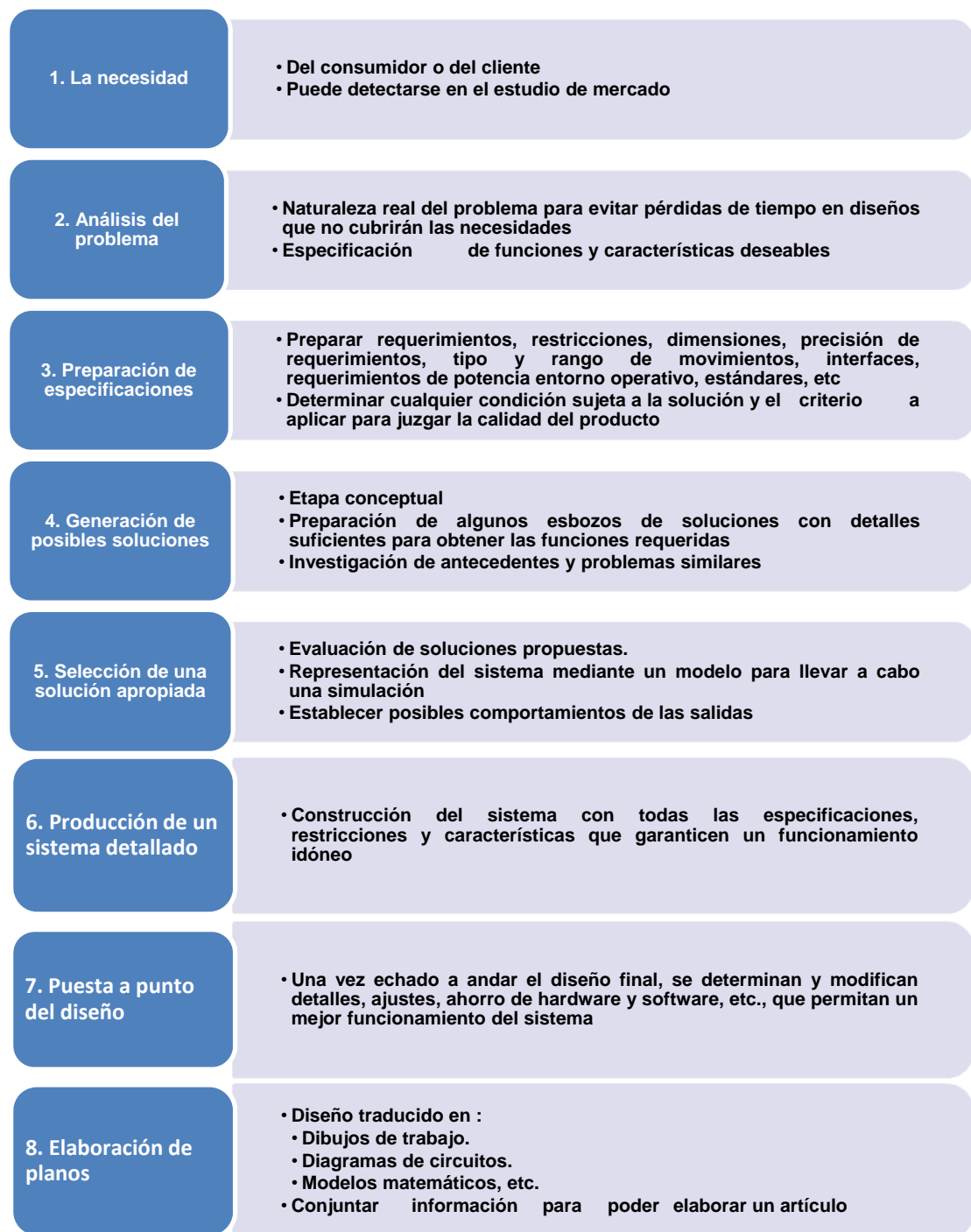


Figura 43. Metodología aplicada para Mecatrónica

Fuente (Bolton, 2008)

CAPÍTULO 3

ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN

En este capítulo se analizarán las posibles alternativas de solución tomando como base el fundamento teórico y las recomendaciones hechas por un especialista en el campo de la rehabilitación; se analizarán estos requerimientos mediante la matriz de la función calidad (QFD) que es un método de gestión de calidad basado en transformar las demandas del usuario en la calidad del diseño, el QFD se utilizará para obtener como resultado los aspectos en los que se debe priorizar el diseño y finalmente se tomará una decisión de cuál será la solución óptima para iniciar con el diseño de la máquina automática.

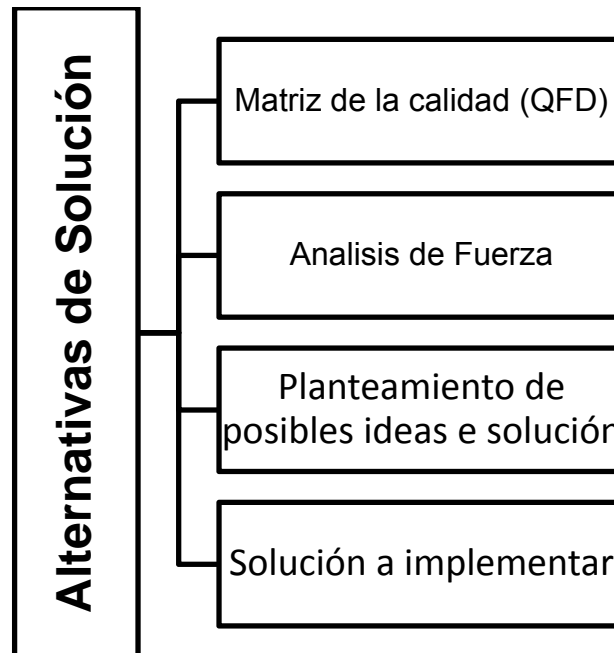


Figura 44. Organizador gráfico de Alternativas de Solución

3.1 MATRIZ DE LA CALIDAD (QFD)

De acuerdo a la metodología se empezará por identificar las necesidades del cliente.

Con la finalidad de realizar un diseño óptimo que se adapte a las necesidades del paciente, se debe considerar los requisitos del cliente y las restricciones que influirán en el desarrollo mecánico, eléctrico y de control para lograr la funcionalidad del prototipo



Figura 45. Proceso de obtención para especificaciones de máquina

Siguiendo la metodología se realizará el proceso de obtención de las características del prototipo partiendo de los requerimientos del cliente.

3.1.1 REQUERIMIENTOS DEL CLIENTE

Para desarrollar la idea del prototipo automático se tomó en consideración la biomecánica del tobillo, máquinas existentes en el mercado y conjuntamente se preguntó al experto en rehabilitación acerca de los requerimientos que considere importantes para obtener una rehabilitación pasiva de una persona que haya sufrido esguince de tobillo; para la asesoría de este proyecto el cliente es un fisioterapeuta.

Los requerimientos más importantes que considera el fisioterapeuta se muestran en el siguiente cuadro.

Cuadro 3.**Descripción de los requerimientos del cliente**

Requerimientos del Cliente	
1	Comodidad del paciente
2	Precisión en los ejercicios
3	Apto para movimientos pasivos
4	Bajo costo
5	Menor ruido posible
6	Fácil transporte
7	Fácil Manejo de la máquina automática

Para el fisioterapeuta existen 7 requerimientos que se deben considerar en el diseño de la máquina, además de los requerimientos del cliente se deben tomar en cuenta características técnicas que permitan a criterio del diseñador obtener mediante la matriz QFD puntos donde se debe enfocar el diseño.

Cuadro 4.**Características técnicas a considerar**

Características Técnicas	
Sistema Mecánico	Dimensiones de máquina automática
	Peso de la máquina automática
	Velocidad del actuador
	Distancia carrera del actuador
	Movilidad de la máquina automática
	Fuerza del actuador
	Costo mínimo actuadores
Sistema Eléctrico	Fuente de alimentación
	Detectores posición del actuador
	Activador del actuador

Continúa 

	Costo mínimo elementos electrónicos
	Cantidad mínima de elementos
Sistema de Control	Interfaz amigable con el usuario
	Mínimo número de botones

Del cuadro anterior, según criterio del diseñador se han traducido los requerimientos del cliente a características técnicas que se utilizarán para el diseño del prototipo; a partir de estos dos cuadros se realizará la matriz QFD.

3.1.2 ANÁLISIS POR MATRIZ QFD

La matriz QFD permitirá encontrar la relación entre las características técnicas y los requerimientos del cliente a través de valoraciones dadas a cada uno de los parámetros del cliente para encontrar las características técnicas más importantes al momento de diseñar usando la siguiente simbología:

Cuadro 5.

Relaciones y Correlaciones QFD.

Relaciones		
Nivel de Relación	Símbolo	Valoración
Fuerte	●	9
Moderada	○	3
Débil	▽	1
Correlaciones		
Nivel de correlación	Símbolo	
Positivo	+	
Negativo	-	
Sin correlación		

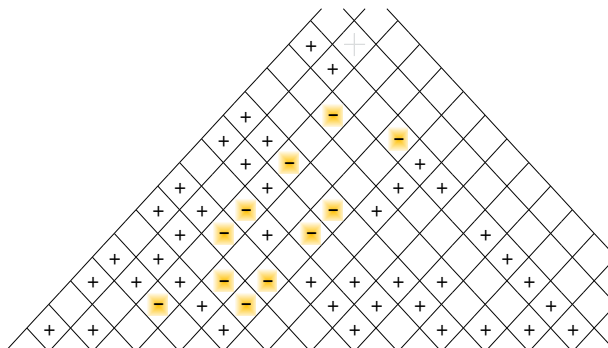
Partiendo de los requerimientos recomendados Cuadro 3; se procede según la metodología seleccionada a realizar la matriz QFD Cuadro 6.

Cuadro 6.

Matriz QFD

QFD: Casa de calidad

Correlaciones	
Positivo	+
Negativo	-
No Correlación	
Relatiociones	
Fuerte	●
Moderado	○
Mbajo	▽
Dirección de mejora	
Máxima	▲
Mediano	◇
Mínima	▼



Fila #	Gráfico de peso	Peso relativo	Importancia	Relación Máxima	Requerimientos del Cliente	Columna #														
						1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
						Dirección de mejora														
						Tamaño	Peso	Velocidad actuador	Carrera del actuador	Fuerza del actuador	Movilidad del prototipo	Costo mínimo actuadores	Fuente de alimentación	Detectores posición del act	Activador del actuador	Costo elementos electrónicos	Interfaz amigable con el us	Mínimo número de botone	Cantidad mínima de elem	
1	■	18%	9	9	Comodidad del paciente	○		○			●						●	○		
2	■	18%	9	9	Precisión en los ejercicios	○		▽	●	○	●			●						
3	■	18%	9	9	Apto para movimientos pasivos	▽		●	○	●	●									
4	■	14%	7	9	Bajo Costo	●	●	▽	○	●		●	○	●	○	●			●	
5	■	8%	4	3	Menor ruido posible			▽		○	○	▽			▽				▽	
6	■	10%	5	9	Fácil transporte	●	●				○		●		▽				●	
7	■	14%	7	9	Fácil manejo del prototipo	○	○											●	●	○
					Max Relación	9	9	9	9	9	9	9	9	9	3	9	9	9	9	
					Relación de importancia técnica	384	258	256	258	366	540	134	132	288	60	126	288	180	266	
					Peso Relativo	11%	7%	7%	7%	10%	15%	4%	4%	8%	2%	4%	8%	5%	8%	
					Tabla de peso	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	

Tomando en cuenta el Cuadro 6 de la ponderación del peso relativo en importancia, se observa que la característica técnica para comenzar el diseño con un valor de 15% es seleccionar la movilidad de la máquina, con un valor de 11% es considerar el tamaño del rehabilitador, la fuerza del actuador con un valor del 10%, sin olvidar también la cantidad de elementos a utilizar con una ponderación de 8%; y esto se logra mediante el análisis de los enunciados en los literales 2.4, 2.5 y 2.6 y así se puedan simular los diferentes movimientos que puede realizar el tobillo utilizando el menor números de componentes que influirá en el costo del rehabilitador.

3.2 ESTRUCTURA PARALELA ELEGIDA

En este literal se realizará un análisis de los mecanismos paralelos accionados por medio de actuadores lineales mostrados en la Figura 26 a fin de elegir la estructura paralela que mejor se adapte al proyecto; se descartan para el análisis mecanismos con actuadores giratorios por su compleja manufactura.

Tabla 6.

Matriz de decisión para estructura paralela

CARACTERÍSTICAS A EVALUAR	ORTHOGLIDE	TRICEPT	3SPS
Número de actuadores	3	1	5
Número de articulaciones	1	5	3
Capacidad de carga	1	3	5
Equilibrio	1	1	5
Tamaño	3	3	3
Facilidad de instalación	5	1	3
Inclusión de sensores	3	3	3
Puntajes obtenidos	17	17	27

5 Alto 3 Limitado 1 Bajo

La estructura tomada como resultado de la tabla anterior, será un dispositivo de rehabilitación basado en el mecanismo 3 SPS semejante al que se muestra en la siguiente figura.

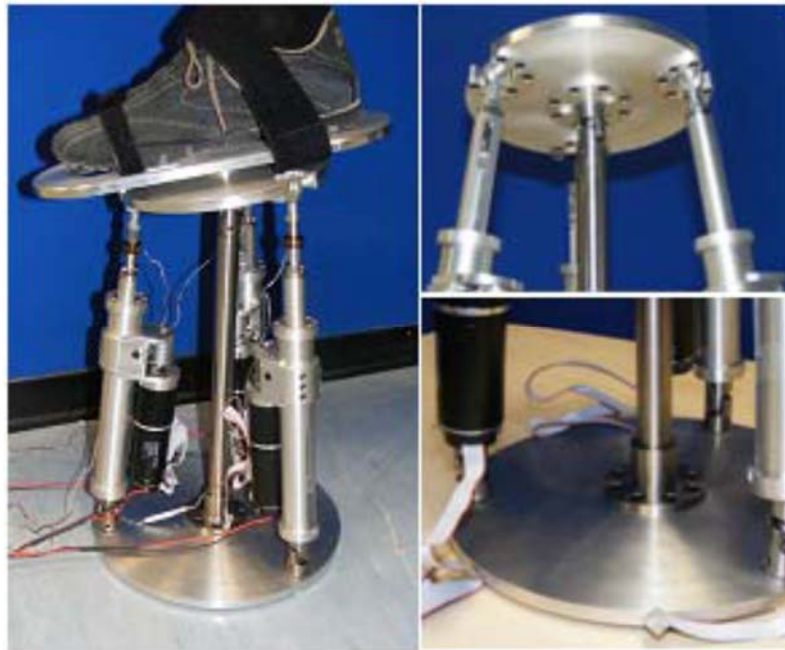


Figura 46. Prototipo de 2 DOF rehabilitador de tobillo

Fuente (Saglia & Tsagarakis, Mayo 2009)

El prototipo referido será base para realizar el rehabilitador ya que se ajusta a los requerimientos del usuario permitiendo realizar los movimientos pasivos para una rehabilitación del tobillo además hace uso de un mínimo número de actuadores simplificando el espacio de trabajo y cumpliendo así una de las ponderaciones del QFD.

El prototipo a desarrollar en el proyecto será un mecanismo de 2-DOF con una combinación de uniones del literal 2.5 como son las prismáticas y esféricas, teniendo como ventaja la simplicidad mecánica y cinemática en comparación con las otras estructuras mencionadas en el literal 2.4.

En el dispositivo trípode base, el ángulo de inclinación cambia significativamente durante los movimientos de pie sobre la plataforma móvil, este dispositivo puede seguir los movimientos del pie satisfactoriamente.

3.3 ANÁLISIS DE FUERZA

En este punto se analizará la carga que soportará la máquina.

Con los resultados del Cuadro 6 se empezará a obtener las especificaciones técnicas más importantes del prototipo rehabilitador.

El prototipo rehabilitador será una máquina automática de 3-PSP (prismático-esférico-prismático similar a la estructura paralela 3-SPS Figura 26) y 2 DOF por las características que se ajustan al QFD pues este mecanismo es capaz de llevar a cabo los movimientos plantar/dorsiflexión y eversión/inversión del tobillo. El dispositivo hace uso del menor número de actuadores realizando los movimientos, utilizando el menor espacio de trabajo.

3.3.1 FUERZA DEL ACTUADOR

Se calculará la fuerza que soportaran los actuadores para posteriormente elegir el actuador con la capacidad adecuada.

Los datos de la realidad ecuatoriana, tomando los resultados de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (Ensanut 2011 – 2013) revelan una realidad poco alentadora sobre nuestra manera de alimentarnos. El informe señala que 5'558.185 ecuatorianos de entre 19 y 59 años sufren de sobrepeso u obesidad. (Diario el telegrafo, 2014)

La mayoría de los ecuatorianos es de pequeña estatura en comparación con las personas de otros países. Los hombres llegan a medir entre 1,55 m y 1,60 m; mientras que las mujeres tienen una estatura promedio de 1,45 m. (Blog Espol, 2013)

Tomando en cuenta que el peso de la pierna es el 10% del peso de la persona (Lefton & Malone, 2009) y de las fuentes anteriormente mencionadas se considerará una estatura mayor a la del individuo promedio;

se empleará para cálculos la estatura de 1.90m y un índice de masa corporal 40 (Cuadro 7) puntualizando que es un caso extremo.

Cuadro 7.

Índice de masa corporal

MUJERES	HOMBRES	SE CONSIDERA
de 24 a 29	de 25 a 30	Sobrepeso
de 29 a 34	de 30 a 35	Obesidad
de 34 a 39	de 35 a 40	Obesidad Severa
+ de 39	+ de 40	Obesidad Mórbida

Fuente (Organización Mundial Salud, 1995)

El índice tomado de masa corporal es 40, que corresponde a una persona obesa y alta que sería en los casos extremos cuando esta clase de personas tenga una lesión por esguince de tobillo.

Para el cálculo del peso corporal se utiliza la siguiente expresión:

$$IMC = \frac{W}{L^2}$$

Ec. 2 (Organización Mundial Salud, 1995)

Dónde:

- IMC= Índice de masa corporal [kgf/m²]
- W= Peso
- L= Longitud persona

Reemplazando en Ec. 2 se obtendrá como masa corporal:

$$W = IMC * L^2$$

$$W = 40 * 1.9^2$$

$$W = 144.4 \text{ Kgf}$$

O Bien

$$W = 318\text{lb}f \approx 1414\text{N}$$

Ahora se debe sacar el 10% del peso de la persona que esto corresponde al peso de la pierna (Lefton & Malone, 2009) que es 141N, pero

la persona puede ejercer mayor fuerza sobre el mecanismo, parándose sobre la plataforma móvil se debe considerar el peso total de la persona que es $W=1414\text{N}$.

Otra consideración a tomar es el peso de la plataforma móvil como máximo tendrá 22N , con estos resultados se puede realizar el diagrama de cuerpo libre del sistema mostrado en la Figura 47.

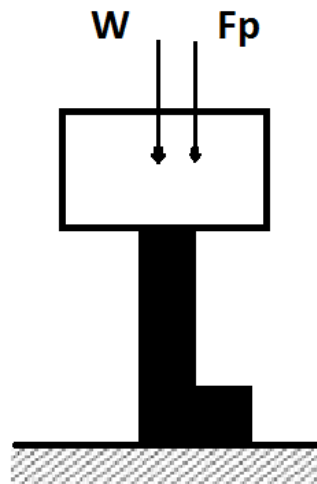


Figura 47. Esquema de fuerzas ejercidas sobre el actuador

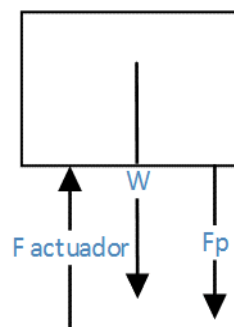


Figura 48. Diagrama de cuerpo libre

$$F_{ac} = W + F_p$$

Ec. 3 Diagrama de cuerpo libre

$$F_{ac} = 318 \text{ lbf} + 5 \text{ lbf}$$

$$F_{ac} = 323 \text{ lbf} \approx 1437N$$

3.4 SELECCIÓN DEL ACTUADOR LINEAL

En los literales anteriores se ha visto que uno de los aspectos más importantes es la fuerza de actuador, otro aspecto importante es la movilidad la cual tiene la finalidad de conseguir ángulos necesarios para una correcta rehabilitación del tobillo.

Para la característica de movimiento, se deben considerar los tipos de articulaciones ya que permitirán la movilidad del rehabilitador y estas están relacionadas con la permisibilidad de los grados de libertad.

Partiendo de la matriz de decisión del literal 3.2 se concluyó que, el mecanismo será una plataforma móvil con una base de tres actuadores, y el prototipo tendrá uniones prismáticas-esféricas-prismáticas ya que la combinación de estas permitirán los 2 grados de libertad para realizar los movimientos de rehabilitación.

Del cálculo de fuerza realizada en el punto 3.3.1, y considerando que acuerdo al literal 2.4 el número de actuadores que se dispondrá serán 3 para conformar la estructura, la fuerza total será dividida para los tres actuadores, resultando que cada actuador soportara 480N.

3.4.1 ACTUADORES LINEALES DISPONIBLES

En el Cuadro 8 se muestran las características de algunos de los actuadores electrónicos comerciales, que a partir de estos se elegirá el elemento más adecuado para el prototipo.

Cuadro 8.

Características de actuadores lineales eléctricos

Actuadores lineales	Modelo #1	Modelo #2	Modelo #3
Marca	SKF Group	Progressive Automations	Lenco
Imagen			
Modelo	SKF CARE 33H	PA-14P Lin. Act. Potenciometer	101Xd Extreme Duty Actuator
Beneficios	<ul style="list-style-type: none"> • Funcionamiento silencioso • Múltiples velocidades dependiendo de la carga • Fácil de ajustar los interruptores de límite • Opciones diferentes anclaje 	<ul style="list-style-type: none"> • Resistente a polvo y salpicaduras • Retroalimentación continua de posicionamiento • Puede ser utilizado en operaciones compactas donde el espacio es limitado 	<ul style="list-style-type: none"> • Diseño de poco ruido • Mejorada resistencia a la corrosión por aleación de Zinc y lubricación interna • Tubo de interior y exterior de aluminio • Engranajes del metal

Continúa →

Voltaje DC (Volts)	24	12	12
Consumo corriente (Amperes)	3.5	3.5 a 5	3 a 5
Capacidad máxima de carga (lbs)	180	150	150
Velocidad con carga (mm/s)	32	9	8
Velocidad sin carga (mm/s)	45	10	10
Vástago (mm)	20 a 500	20 a 203	30 a 305
Peso (kg)	2	1.1	1.8
Sensor de retroalimentación	Encoder digital	Potenciómetro de 10K ohm	Potenciómetro de 10K ohm
Temp. Ambiente (°C)	-10 a +50	-26 a +65	-26 a +65
Precio	374	135	140

Considerando que una de las necesidades del cliente es que el prototipo sea portátil, las instalaciones hidráulicas y neumáticas son descartadas porque se requiere de una fuente de alimentación de gran tamaño lo que dificulta su transporte como se vio en el punto 2.6.

Otro aspecto importante es la precisión de medición de recorrido del vástago, en los actuadores hidráulicos y neumáticos es complicado el control de desplazamientos muy pequeños por lo que estas opciones quedan descartadas como se vio en el numeral 2.6.2.

Una buena alternativa es el uso de actuadores electrónicos ya que su alimentación se rige a la electricidad por lo que es de fácil transporte y de fácil montaje; este actuador además posee diversidad de sensores que permiten medir variaciones pequeñas de desplazamiento del vástago

El actuador lineal electrónico elegido para el proyecto de acuerdo al Cuadro 8 es el PA-14P de Progressive Automations (Anexo A4) resistente al polvo y a salpicaduras, a partir del cuadro anterior, este actuador es el más liviano, su velocidad nominal es de 10 mm/s y acuerdo al datasheet del actuador se dispone de 3 capacidades de carga; por lo que se elegirá un actuador que soporte 480N y de acuerdo a la disponibilidad de los actuadores se eligió al actuador que soportará una carga de 667N. El sensor de retroalimentación del actuador es un potenciómetro de 10K ohm Integrado dentro de su estructura; lo cual ayudara para el desarrollo del sistema electrónico.

3.5 SOLUCIÓN A IMPLEMENTAR

De acuerdo a los cuadros y deducciones en los puntos anteriores, se procederá a realizar los diseños que permitirán elaborar el prototipo rehabilitador.

3.5.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS ACTUADOR ELEGIDO

Del análisis realizado en el punto 3.4 y tomando en cuenta el Cuadro 8 se seleccionó el actuador lineal eléctrico PAP-14, ya que este tiene alta capacidad de carga para soportar el peso de apoyo del pie a más de la base móvil; la capacidad de controlar este actuador mediante sensores resistivos incorporados dentro del mismo ayudarán a medir con precisión los ángulos de inclinación de la plataforma móvil a través de la variación resistiva.

El Cuadro 9 detalla las características técnicas del actuador.

Cuadro 9.

Actuador lineal elegido para el proyecto PA-14P Lin. Act. Potenciómeter

Marca		Progressive Automations
Imagen		
Modelo		PA-14P Lin. Act. Potenciómeter
Voltaje DC	(Volts)	12
Consumo corriente	(Amperes)	3.5 a 5
Capacidad de carga	(lbs)	150
Velocidad con carga	(mm/s)	9
Velocidad sin carga	(mm/s)	10
Vástago	(mm)	20 a 203

Continúa →

Peso	(kg)	1.1
Sensor de retroalimentación		Potenciómetro de 10K ohm
Temp. Ambiente	(°C)	-26 a +65
Precio		135

En la Figura 49 se muestra la gráfica de carga máxima vs corriente máxima del actuador seleccionado.

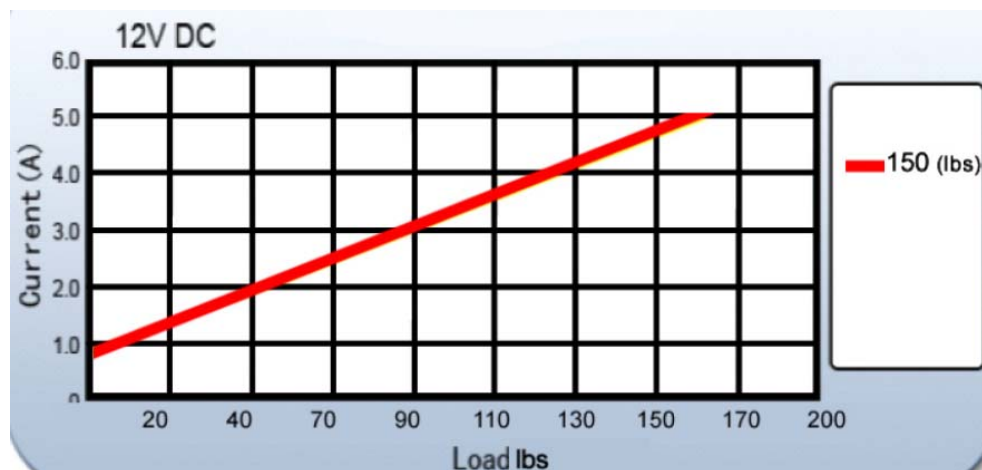


Figura 49. Carga vs Corriente

Fuente (Progressive Automations, 2014)

En la Figura 50 se muestra la gráfica de carga máxima vs velocidad del actuador seleccionado.

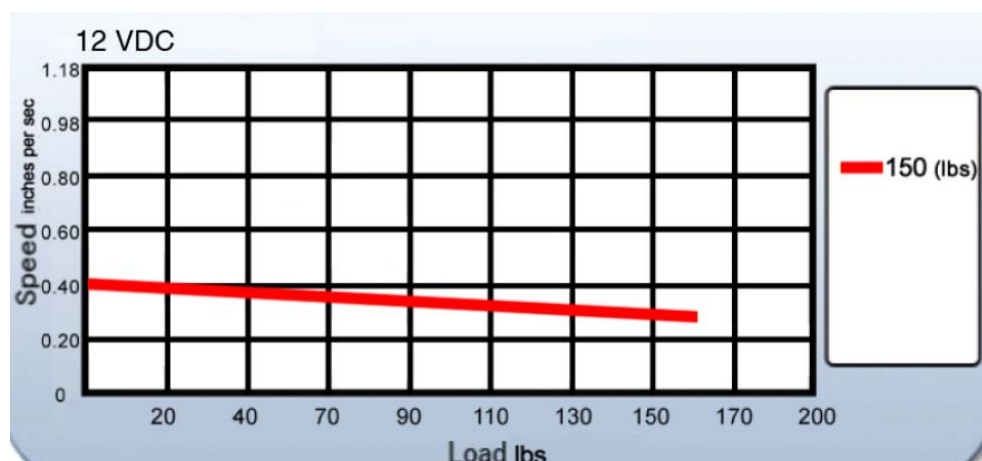


Figura 50. Carga vs Velocidad

Fuente (Progressive Automations, 2014)

3.5.2 BOSQUEJO FUNCIONAL DEL REHABILITADOR DE TOBILLO

En este punto se mostrará la idea gráfica del punto anterior y su funcionamiento en general.

El prototipo rehabilitador será una estructura paralela prismático-esférico-prismático o en sus siglas PSP con 2-DOF, además tendrá como eslabones 3 actuadores lineales eléctricos como se muestra en la Figura 51.

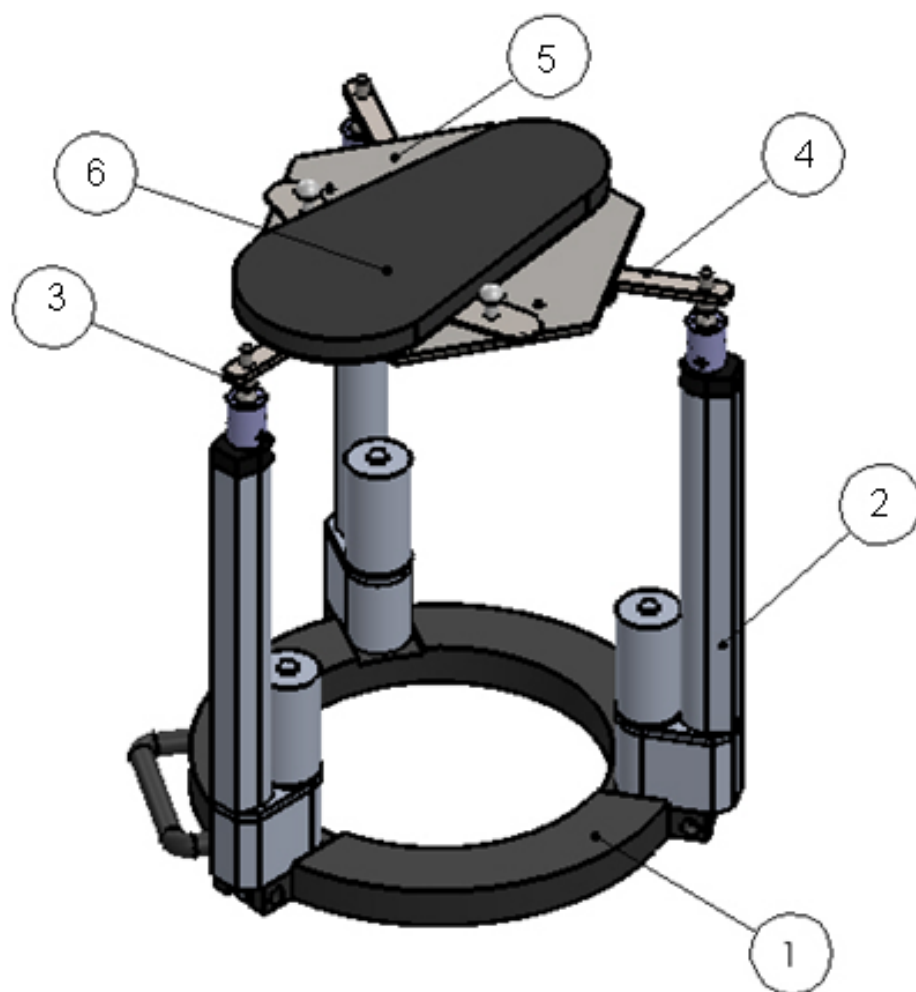


Figura 51. Esquema funcional de la máquina

Los elementos que conformarán la máquina de rehabilitación se muestran en la Tabla 7

Tabla 7.

Elementos de la máquina

NÚMERO DE ELEMENTO	NÚMERO DE PIEZA	CANTIDAD
1	Base fija	1
2	Actuador	3
3	Rótula	3
4	Platina	3
5	Base móvil	1
6	Base de pie	1

A continuación se realizará la descripción del prototipo PSP:

- Tendrá una base fija donde estarán anclados los actuadores que permitirá la inclinación de la base móvil
- En la parte superior del actuador estará unida a uniones esféricas que permitirá la flexibilidad del mecanismo para alcanzar los ángulos necesarios
- A las uniones esféricas también están unidas platinas que actuarán como articulaciones prismáticas que permitirán liberar al mecanismo de la rigidez ya que estos elementos podrán desplazarse en un movimiento de traslación mediante guías que están ubicadas bajo la plataforma móvil.
- La base del pie de acuerdo al movimiento a realizar podrá rotar dentro de un eje fijo, y podrá ser cambiada su posición mediante un mecanismo de tornillo con resorte.

3.5.3 ESPECIFICACIONES GENERALES DE LA MÁQUINA

La Tabla 8 resume las especificaciones generales que tendrá el prototipo.

Tabla 8.

Especificaciones generales del prototipo

Especificación técnica	Valor
Capacidad de carga	1414N
Velocidad	10 mm/s
Voltaje	120 V AC / 12 V DC
Amperaje máximo	15 A
Peso aproximado	13 Kg
Tipo de articulación	Prismáticas-esféricas-prismáticas
Dimensiones aproximadas	35X35X41 cm
Sensores	Potenciómetro 10 kΩ
Grado de inclinación máxima	0°-38° aproximadamente

CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL PROTIPO

En este capítulo se desarrollara el diseño del prototipo partiendo de las especificaciones técnicas obtenidas de las alternativas de solución.

En la siguiente figura se muestra el contenido que se desarrollará en esta sección.

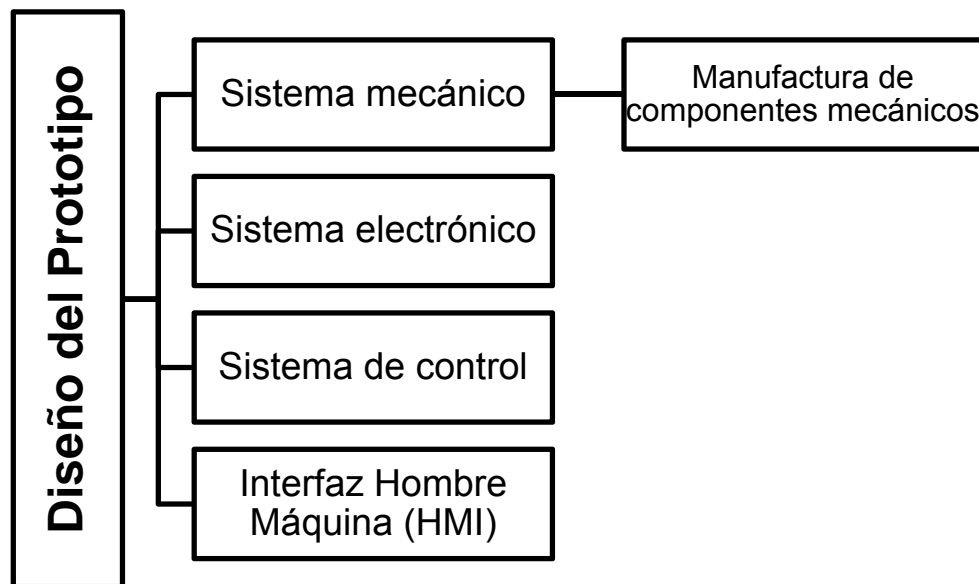


Figura 52. Organizador gráfico del capítulo

4.1 SISTEMA MECÁNICO

En este literal se establecerán las dimensiones de la máquina así como la manufactura de los componentes.

4.1.1 DISEÑO DEL MECANISMO DEL PROTIPO

El diseño mecánico tiene como propósito dimensionar el mecanismo que permita realizar los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar en plano sagital (eje x), y los movimientos inversión y eversión (eje y), para una mayor descripción se puede observar en la Figura 53

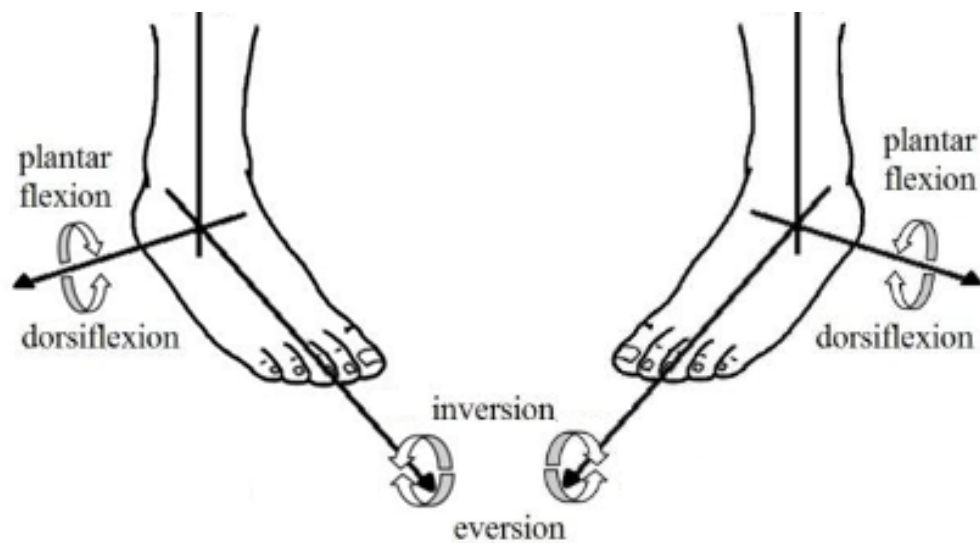


Figura 53. Ejes de rotación para los movimientos del tobillo.

Fuente (Carolyn Kisner, 2005)

En este diseño mecánico se tiene como finalidad encontrar las dimensiones adecuadas en los componentes de la estructura paralela y así lograr los movimientos de la plataforma móvil que simularan los movimientos del tobillo con los ángulos de inclinación permisibles mostrados en el alcance del proyecto.

El sistema mecánico descrito en el literal 0, estará compuesto por los siguientes elementos:

- Actuadores lineales.
- Dos bases, una fija y una móvil
- Actuadores para unir la base fija y móvil.
- Uniones esféricas que permitan proporcionar los movimientos rotatorios.
- Soporte para pie

4.1.2 DISEÑO DE COMPONENTES MECÁNICOS

El prototipo rehabilitador será dimensionado por partes en los siguientes literales, cada una juega un papel importante en el correcto funcionamiento del mismo.

4.1.2.1 MATERIALES DE LOS COMPONENTES

En este ítem se mostrarán las características mecánicas de los materiales que se usaran en los componentes.

Tabla 9.

Propiedades mecánicas de los materiales

Material	AISI 1020 CD	AISI 304	ASTM A48
Densidad [kg/m ³]	7900	7900	7200
Modulo elástico [MPa]	200000	200000	10000
Limite elástico [Mpa]	351,57	205	-
Resistencia máxima a la tensión [Mpa]	470	586	152

*CD: estirado en frío

Fuente (Budynas & Nisbett, 2012)

El AISI 1020 será utilizado en la manufactura de las rotulas de las uniones esféricas por su resistencia, el AISI 304 se empleará en la fabricación de la base móvil, las platinas y sus correderas; por considerarse que se trabajará dentro de un centro de rehabilitación física, se utilizó la norma NTE INEN-ISO 7153-1 que indica se debe utilizar el acero inoxidable para elementos que estén en contacto con el paciente y finalmente ASTM A48 (hierro fundición gris) para la fabricación de la base fija por ser el más comercial.

4.1.2.2 FACTOR DE SEGURIDAD

El factor de seguridad para el diseño se determinará a partir de la tabla Tabla 4.

Por características del proyecto, se toma en cuenta que los datos del material disponibles para pruebas son poco representativos lo que representa un factor de seguridad de 5 o mayor; también se toma en cuenta las condiciones del entorno donde se utilizara la máquina, su uso se realizara en centros de fisioterapia por lo que de acuerdo a la Tabla 4 corresponde a un entorno de ambiente de habitación con un factor de seguridad sugerido de 2; además se consideró que la simulación para carga y esfuerzo representa al sistema con precisión lo que resulta un factor de seguridad de 2.

Para el desarrollo del proyecto se ha tomado el promedio de los factores de seguridad anteriormente considerados con un resultado de 3; el cual será influyente en el diseño y manufactura de los componentes del prototipo.

4.1.2.3 BASE FIJA

Esta parte de la máquina tiene como objetivo mantener fijos los actuadores lineales y además soportar el peso del resto de la máquina manteniendo en equilibrio a la misma, por lo que se considerará una base de hierro fundido ya que este por su peso permitirá mantener fijo al prototipo; además de ser un material abundante en el mercado.

Para las dimensiones de la base se tendrá en cuenta que los actuadores se distribuirán a 120° cada uno, por lo que se diseñará una base circular con un diámetro de 25 cm.

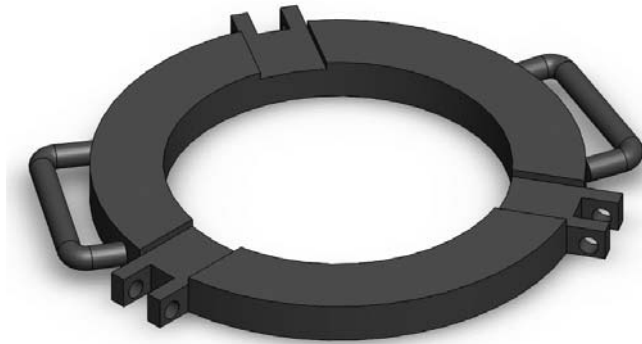


Figura 54. Base distribución de actuadores

Es fundamental el diámetro de la base, ya que este determinará los ángulos de inclinación máxima que podrá alcanzar el prototipo mediante la distancia fija entre los centros de los vástagos de los actuadores como se ve en la Figura 55 y así se obtendrán los ángulos permisibles que el tobillo soporta, como se mostró en el literal 1.5, el ángulo máximo permisible será 38° cuando se realice movimiento de plantarflexión.

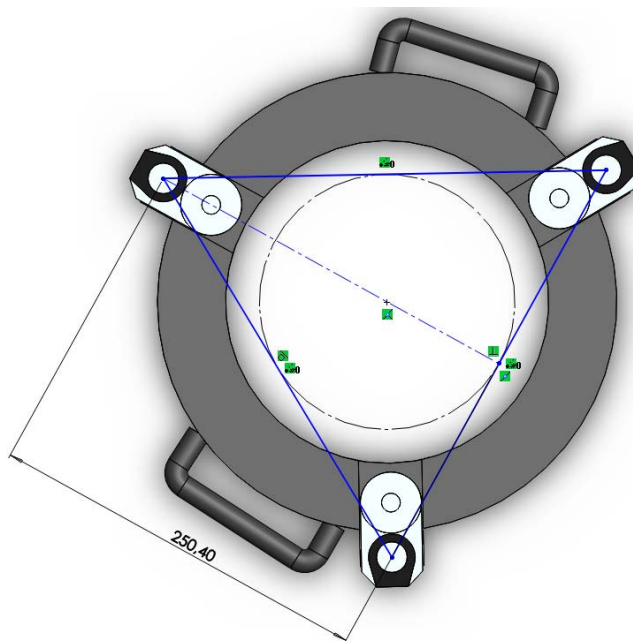


Figura 55. Altura del triángulo formado por los centros de los vástagos

Para aminorar el peso de la base sólida de hierro fundido que pesa 12.72 Kg se le realizará un corte circular interno de radio 10,5 cm con lo cual reduce su peso a 6.8 Kg sin comprometer la estabilidad del prototipo.

Para la selección del espesor de la base, se debe tomar en cuenta la altura del soporte de montaje del actuador y de acuerdo al datasheet (Anexo A4) tiene una altura de 22 mm que se anclará a salientes en la base en forma de “U” que permitirán la unión de los actuadores con la base fija mediante un tornillo; además se realizaran ranuras rectangulares de 5mm de profundidad que no dejarán que el actuador se desplace y permitan el asentamiento de los actuadores; por lo que esta base tendrá un espesor de 30mm lo que permitirá que los actuadores no entren en contacto con el piso



Figura 56. Soporte de montaje del actuador lineal

Las dimensiones de los soportes de anclaje para el actuador se muestran en la siguiente figura.

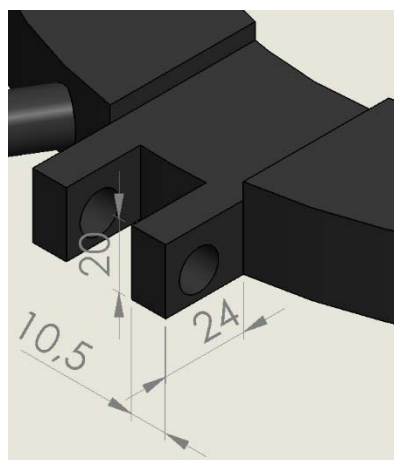


Figura 57. Soportes “U” de la base para anclaje de actuador

Se realizará un análisis por esfuerzo cortante en la sección transversal de los soportes en “U” donde se unen con la base fija como se muestra en la siguiente figura, para verificar si con las dimensiones planteadas se presentará falla cuando se aplique carga máxima.

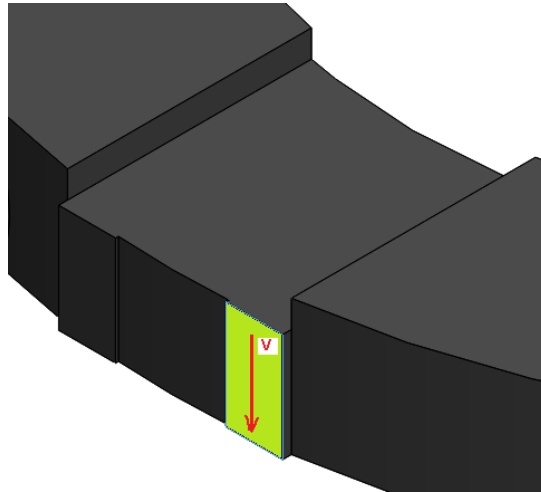


Figura 58 Área transversal donde actúa la fuerza cortante

Para determinar la fuerza cortante que se aplicará al estudio se considera el peso de la persona sumado al peso de la base móvil lo que resulta 323lbf \approx 1437N; también se considera que este peso al ser distribuido en los tres actuadores se divide para cada uno de ellos teniendo que la fuerza cortante aplicada es de 479N, y la consideración final es que la fuerza de 479N será dividida para ambos soportes en “U”.

$$\tau_v = \frac{\text{Fuerza cortante}}{\text{Área transversal de corte}}$$

Ec. 4 Esfuerzo cortante (Hibbeler, 2006)

Entonces

$$\tau_v = \frac{\frac{479N}{2}}{10,5mm * 20mm} = 1.14 MPa$$

De acuerdo a la Tabla 9 la resistencia máxima a la tensión del hierro fundido es 152Mpa y el esfuerzo cortante obtenido que es de 1,14 Mpa no supera este valor; de lo que se concluye que el soporte esta sobre

dimensionado pero es adecuado para la geometría del soporte del actuador que viene dada por el fabricante.

Por último se colocarán dos agarraderas que permitirán trasladar el prototipo.

4.1.2.4 BASE MÓVIL

El elemento más importante de la estructura es la base móvil ya que esta permitirá los movimientos planteados para el proyecto.

Para esta parte se debe realizar un análisis geométrico donde los actuadores están fijos y lo que dará el ángulo de la plataforma móvil será la distancia de salida del vástago del actuador lineal, lo que formara un triángulo rectángulo como se muestra en la Figura 59.

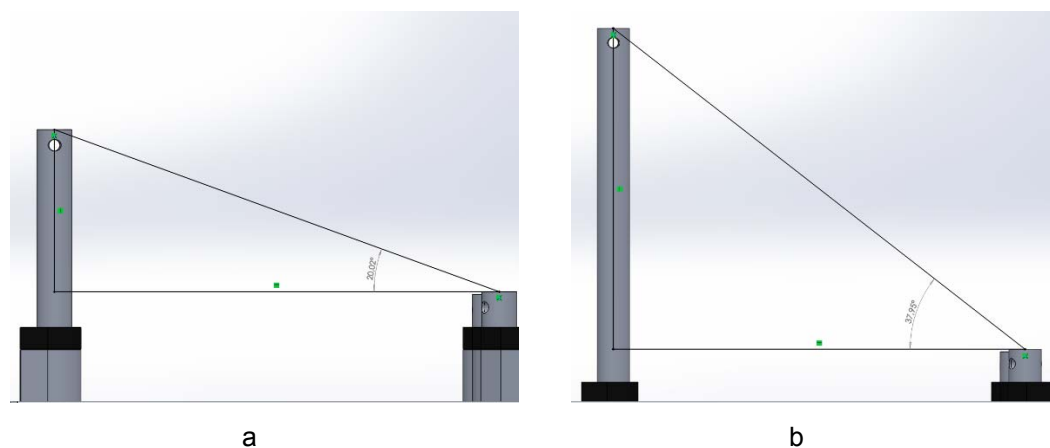


Figura 59. Desplazamiento de vástago del actuador

El cateto adyacente es la distancia entre los centros de los vástagos cuyo valor es 250 mm y como están fijos los actuadores esta distancia no cambiara, por otro lado el cateto opuesto corresponde al vástago del

actuador lineal que variará la distancia según su desplazamiento de salida. En el Cuadro 9 del actuador lineal, se vio que la carrera máxima del vástago es 203 mm, por lo que el ángulo máximo de inclinación del rehabilitador será:

$$\tan \theta = \frac{\text{Cateto opuesto}}{\text{Cateto adyacente}}$$

$$\tan \theta = \frac{203 \text{ mm}}{250 \text{ mm}}$$

$$\theta = 38^\circ$$

Ec. 5 Teorema de Pitágoras

Basándose en el resultado de la ecuación anterior, el prototipo podrá alcanzar el ángulo máximo permisible que corresponde al movimiento plantarflexión.

La hipotenusa como se puede observar en la Figura 59 corresponde a la plataforma móvil y dependerá del desplazamiento del vástago; por lo que se ha planteado que la plataforma móvil sea de longitud variable con el deslizamiento de las platinas en los canales Figura 60 y así también permitirá que la plataforma móvil se incline.

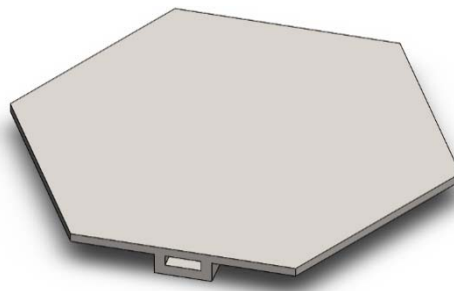


Figura 60. Base fija

La plataforma móvil tendrá una forma hexagonal ya que las platinas serán colocadas sobre las posiciones de los actuadores lineales de la base fija y como se mencionó anteriormente en la Figura 55 estos actuadores están distribuidos entre sí a 120° , por lo que los canales de deslizamiento

estarán en tres de los bordes de los lados de la base hexagonal, dejando los otros tres lados libres como se puede observar en la Figura 61

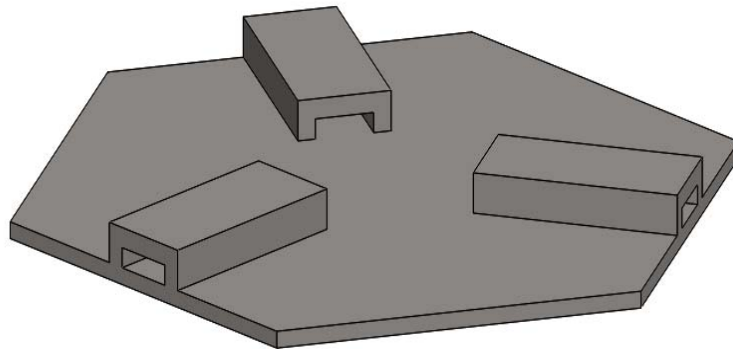


Figura 61. Base fija, distribución de los canales de la platinas

Luego de determinar la forma de la base móvil, se procederá a realizar un análisis de falla con la carga máxima que es el peso total de la persona, en el software CAD.

Las consideraciones tomadas para la simulación son que la base móvil estará a 38° de inclinación, una de las platinas saldrá de su corredera dejando a la base apoyada en 25mm desde el borde de la misma platina; mientras que las otras platinas actuarán como apoyos de 100mm desde el borde para la plataforma móvil como se muestra en la figura.

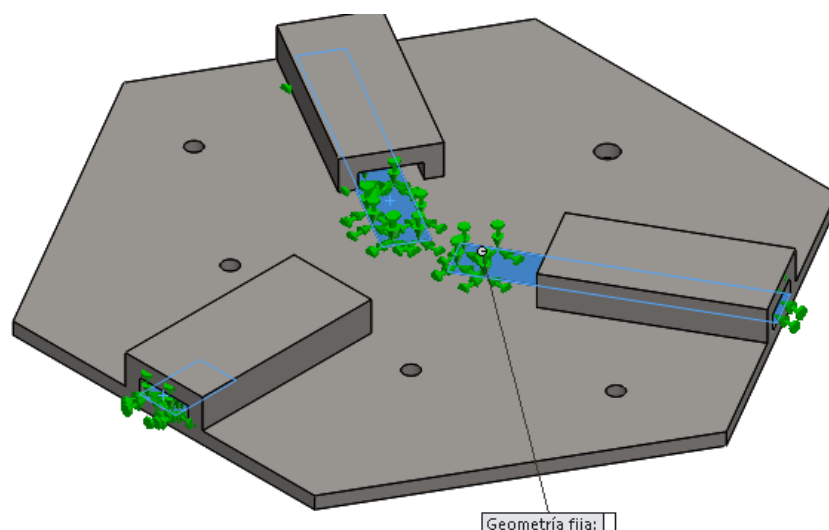
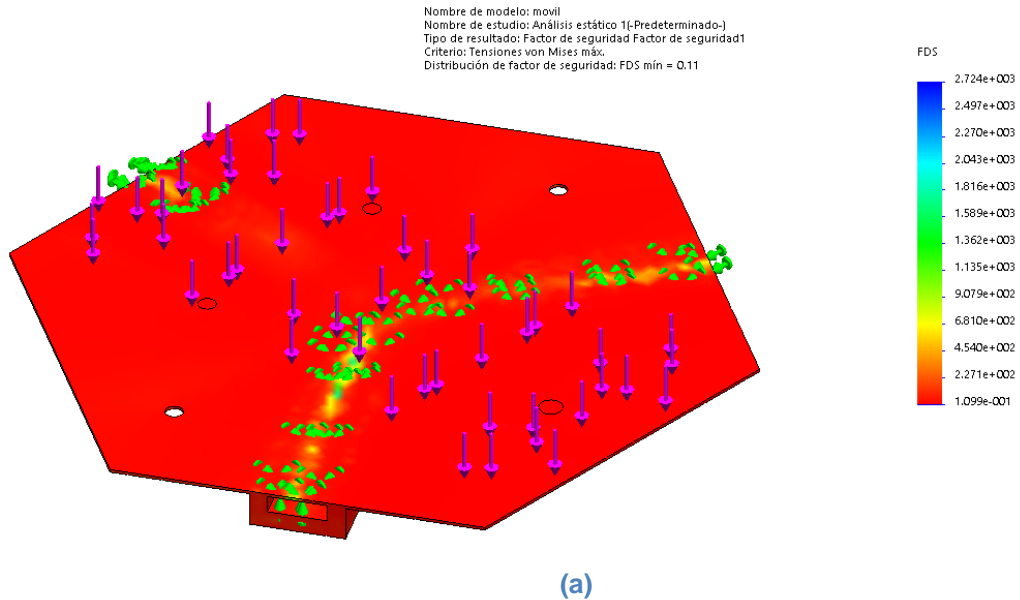


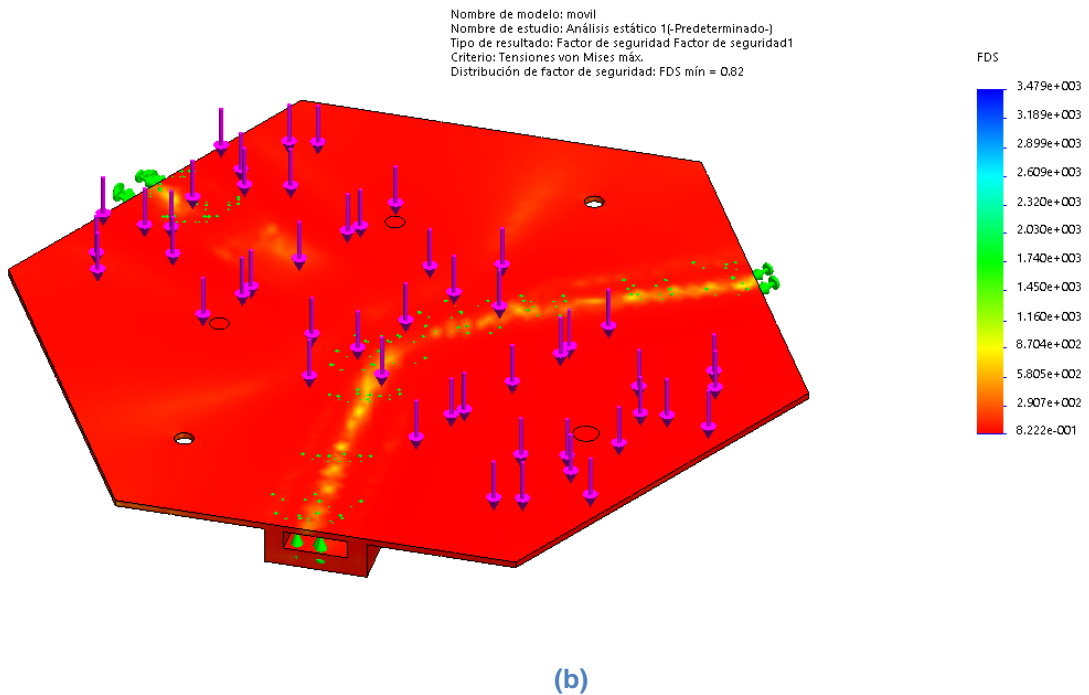
Figura 62. Base móvil platinas como anclajes fijos

A partir de estas consideraciones se realizarán simulaciones para obtener el factor de seguridad con diferentes espesores de la plataforma móvil, aplicando la carga máxima que es el peso de la persona.

Espesor=1 mm

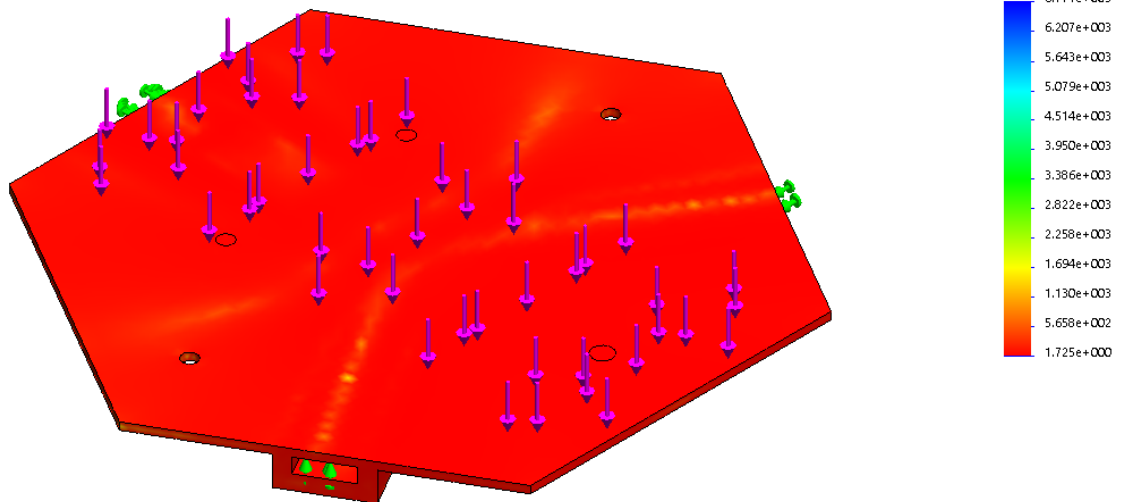


Espesor=2 mm



Espesor=3 mm

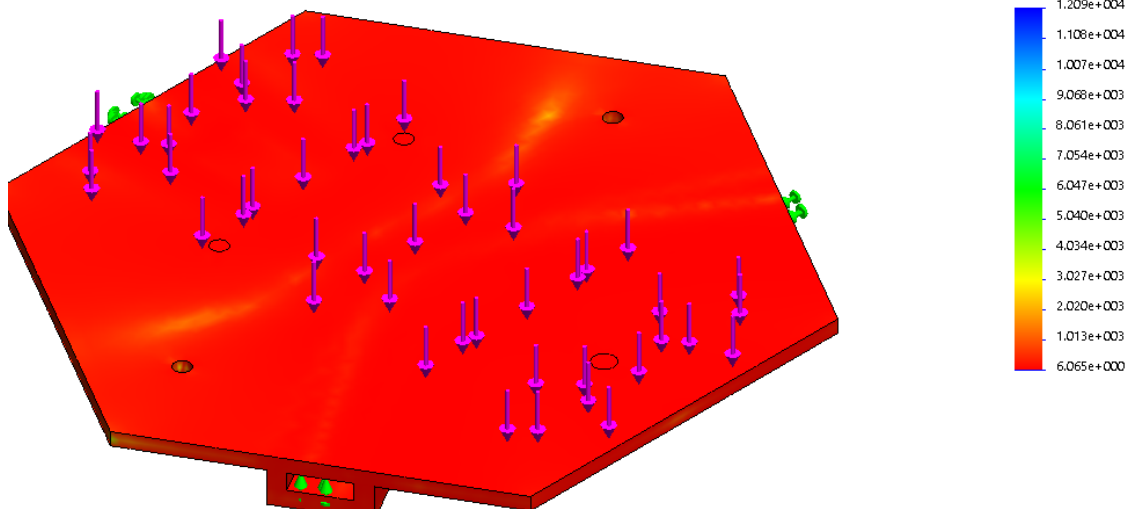
Nombre de modelo: movil
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1
 Criterio: Tensiones von Mises máx.
 Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 1.7



©

Espesor=5 mm

Nombre de modelo: movil
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1
 Criterio: Tensiones von Mises máx.
 Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 6.1



(d)

Figura 63. Factor de seguridad de base móvil para distintos espesores

A partir de la simulación anterior se observa que para un espesor de 3mm el factor de seguridad obtenido es de 1.7; pero este valor no cumple con factor de seguridad planteado que es de 3 o superior.

El espesor inmediato es de 4mm pero este espesor no es comercial así que se realizó la prueba con un espesor disponible de 5mm con lo que se

obtuvo un factor de seguridad de 6.1 que es superior al valor planteado con lo que se asegura que no fallara ante la carga máxima.

Los resultados obtenidos de la simulación con un espesor de 5mm para esfuerzo y desplazamiento son los siguientes:

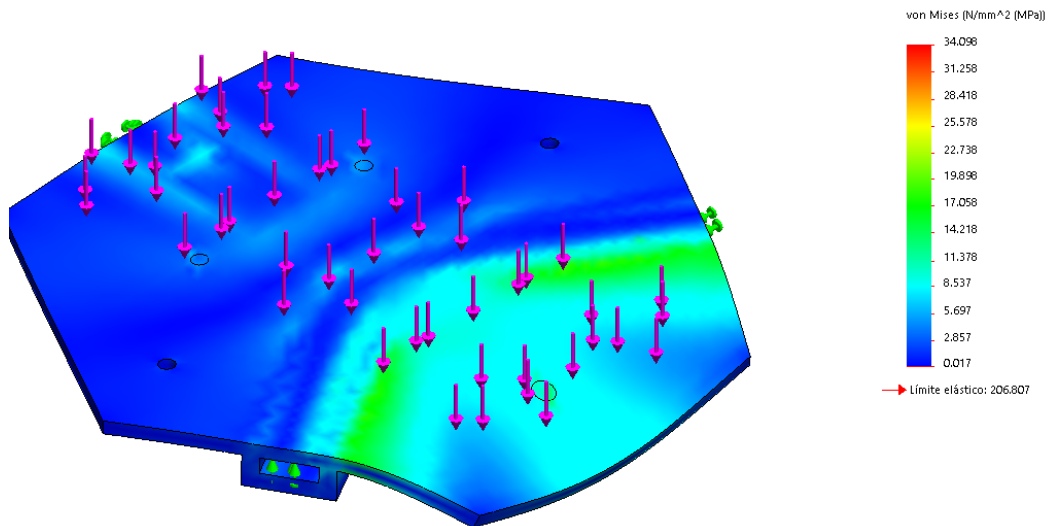


Figura 64. Simulación base móvil esfuerzos

El esfuerzo resultante es inferior al límite elástico del material AISI 304 por lo que la base móvil soportará sin problema la carga.

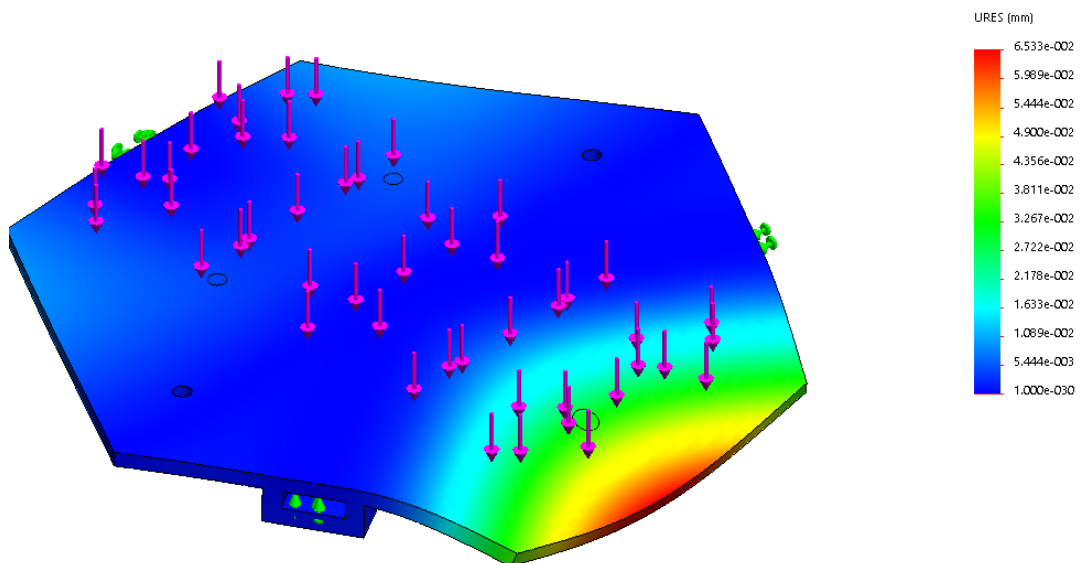


Figura 65. Simulación base móvil desplazamientos

En la figura anterior se demuestra que las deformaciones no son significativas lo que implica que la plataforma móvil no sufrirá daño alguno.

4.1.2.5 PLATINAS

Las platinas tendrán dos funciones, la primera es conectar las uniones esféricas con la plataforma móvil y la segunda es deslizarse por los canales de la misma plataforma permitiendo la inclinación de la misma.

La platina se conectara a la unión esférica mediante un agujero en uno de sus extremos, como se muestra en la Figura 66 y el otro extremo ingresará en los canales de la base móvil.

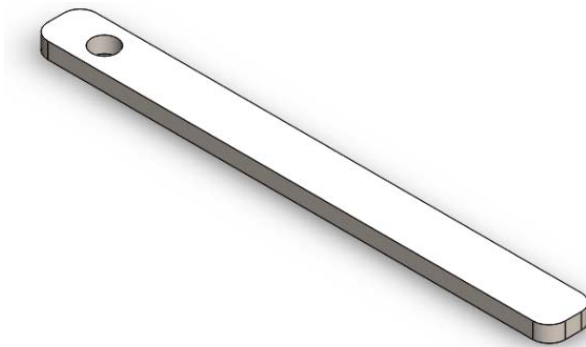


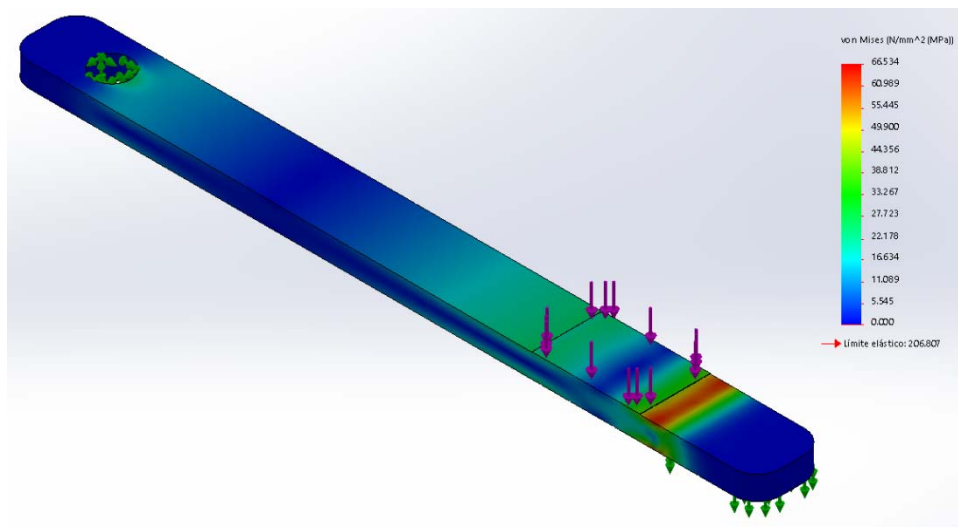
Figura 66. Platina

Se realizará un estudio de movimiento para comprobar que el mecanismo propuesto no sufra fallo, tomando en cuenta el movimiento más crítico del prototipo; para este caso es el movimiento de plantarflexión con un ángulo máximo de 38° .

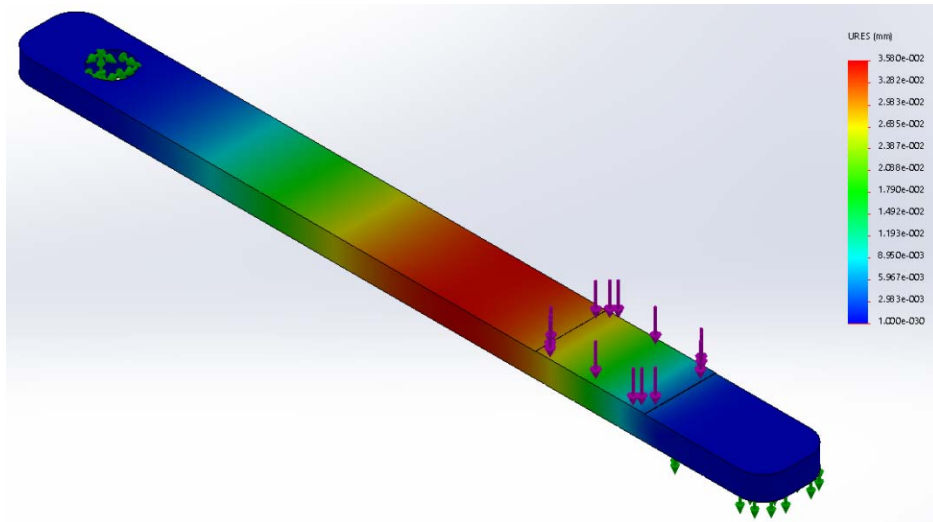
El elemento a analizar será la platina ya que este elemento es el que permite la movilidad del prototipo y por sus dimensiones se consideró que podría presentar algún daño mecánico.

Para este caso se realizó un estudio estático considerando que la platina estará fija en el extremo donde se une con la unión esférica; la fuerza distribuida será aplicada sobre el otro extremo donde se apoya la base

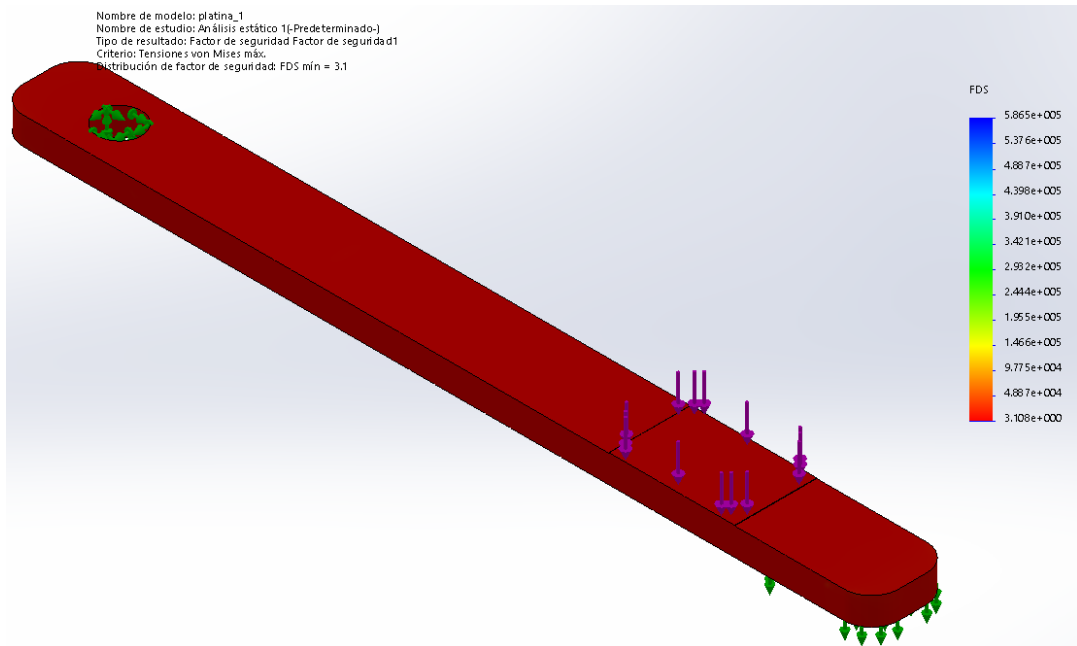
móvil en la platina a 2,5 cm del borde sobre un rectángulo de 2,5 x 1,5 cm con una magnitud de 480N ya que el peso total de la persona (1437N) se dividirá para cada uno de los actuadores; con un apoyo simple (deslizamiento) entre la corredera y la platina localizado en el borde opuesto dentro de un rectángulo de 2 x 1,5 cm. Los resultados se presentaran en la figura de abajo.



a



b



c

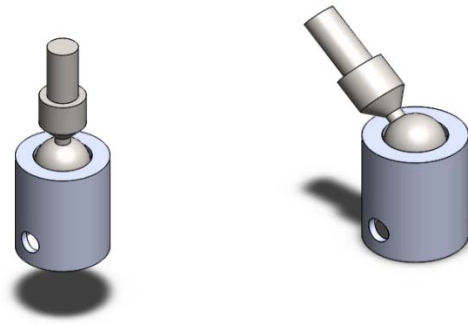
Figura 67. Estudio estático platina. (a) Tensión, (b) Desplazamiento, (c) Factor de seguridad

A partir de los resultados de las simulaciones se puede concluir que:

- El límite elástico máximo de la platina obtenido en el estudio es de 66.54 Mpa mientras que del material AISI 304 con el que se trabaja es de 205 Mpa (Budynas & Nisbett, 2012), por lo que se asegura que el material no fallara para la situación anteriormente descrita.
- El desplazamiento máximo de la platina AISI 304 según el estudio es de 3.58×10^{-2} mm que está ubicado cerca de la zona donde se aplica la carga de 480N no causa deformación significativa en la platina.
- El factor de seguridad planteado en el proyecto es de 3 ya que se debe considerar que la persona puede ejercer una presión mayor a los parámetros normales sobre el prototipo y de acuerdo a los resultados de la simulación el factor de seguridad mínimo es de 3,1 si se aplicara la carga de 480N por lo que está asegurado su dimensionamiento para esta carga.

4.1.2.6 UNIONES ESFÉRICAS

Las uniones esféricas son articulaciones de rotula que se encargarán de unir los actuadores lineales con la base móvil (efector final) lo cual le dará libertad de inclinación a ésta última.



a b
Figura 68. Uniones esféricas

4.1.2.7 SOPORTE PARA PIE

Este elemento de la máquina tiene como finalidad sujetar el pie del paciente indistintamente si es derecho o izquierdo mediante correas, lateralmente tendrá mecanismo de bola resorte los cuales permitirán cambiar la posición del soporte dependiendo del movimiento a realizar.

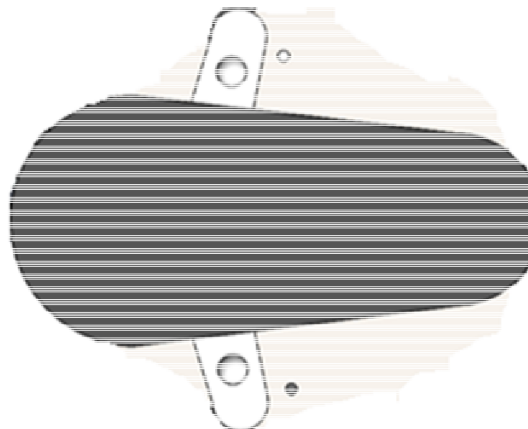


Figura 69. Soporte para pie

4.1.3 SIMULACIÓN GEOMÉTRICA DE LA MÁQUINA

La simulación geométrica del prototipo sirve para determinar que los parámetros obtenidos en los puntos anteriores cumplan con lo estipulado.

En esta sección se realizó la simulación del movimiento del prototipo rehabilitador ya que este confirmará el alcance máximo del ángulo de la plataforma móvil que en el diseño previo se planteó de 38° ya que es el ángulo máximo permisible en el movimiento plantarflexión como se muestra en la Figura 70.

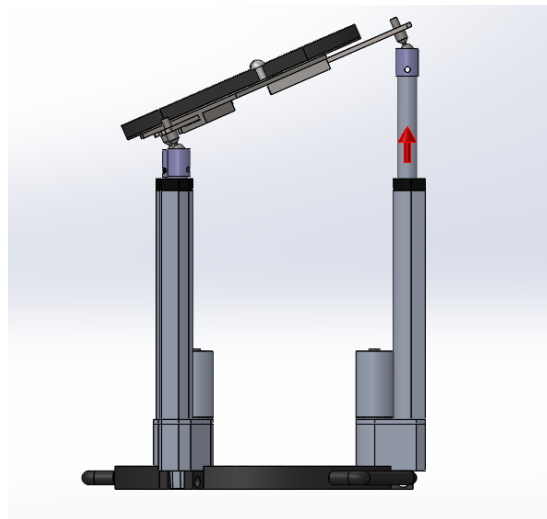


Figura 70. Ejemplo de movimiento Dorsiflexión

Realizando el análisis de movimiento en el sistema CAD, se obtuvo la gráfica del ángulo de la plataforma móvil teniendo en cuenta que el desplazamiento máximo del vástago del actuador lineal será de 203 mm. Como se observa en la Figura 71 el ángulo máximo alcanzado es de 38° .

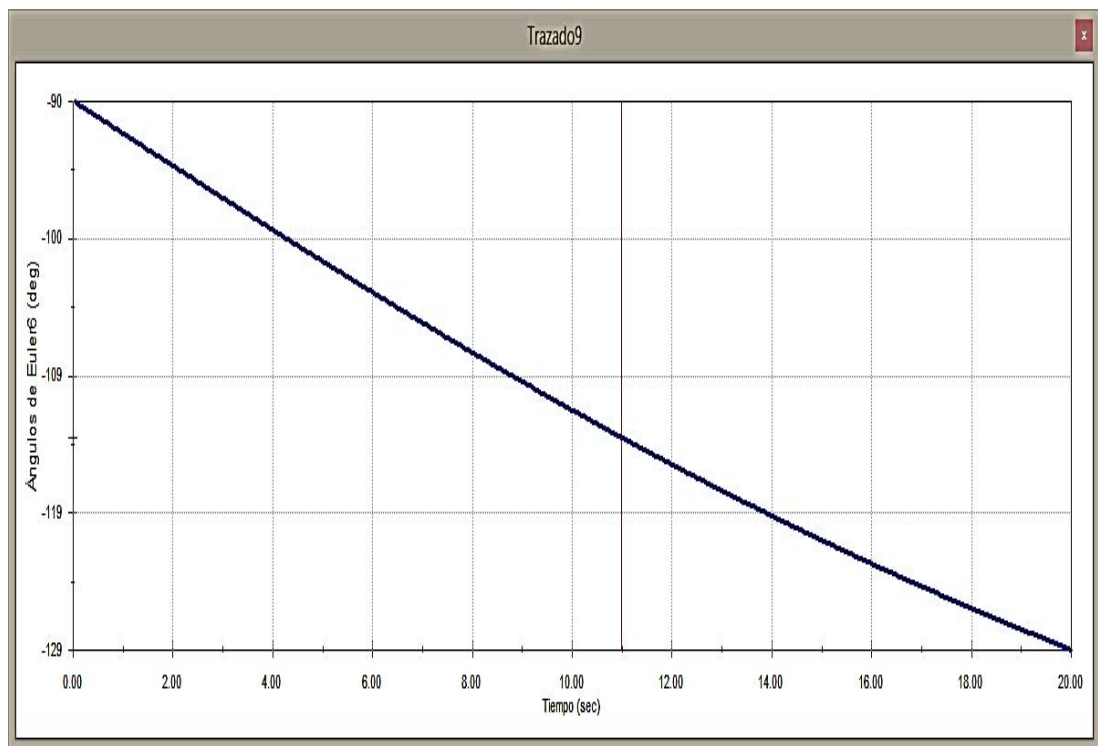


Figura 71. Ángulo máximo alcanzado por plataforma

El ángulo máximo de la plataforma obtenido de la gráfica anterior se calcula teniendo la diferencia entre los 90 grados y los 128 grados; lo que da como resultado los 38° grados de inclinación.

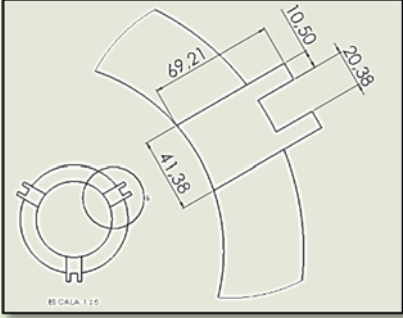

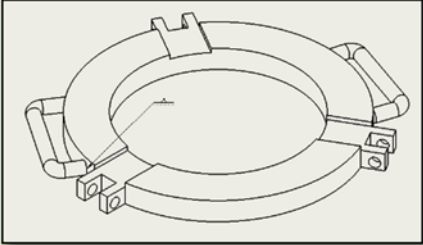
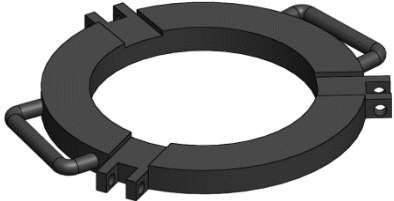
4.1.4 MANUFACTURA DE COMPONENTES MECÁNICOS

En esta sección se detallaran los procesos con los que se elaboraron los componentes mecánicos del prototipo

Cuadro 10.

Hoja de procesos base fija

ESPE		HOJA DE PROCESOS DE OPERACIÓN			Material: Hierro fundido
FIM		BASE FIJA			Dimensiones:
Realizado:	LUIS NAGUA PAUL TUPIZA	Revisado:		Aprobado:	
Fecha:	22/11/2014	Fecha:		Fecha:	
Cantidad:	1	Escala :	1:1	Hoja:	1 de 1
Núm. Tarea	Núm. Pieza	Croquis pieza	Útiles y herramientas	Secuencia de operaciones y observaciones	Tiempo empleado (min)
1	2		<ul style="list-style-type: none"> • Compas y regla • Gafas protección • Guantes • Consumible laser • Cortadora laser 	<ul style="list-style-type: none"> • Medir • Marcar • Cortar circunferencia • 2 Planchas de fundición hierro gris 15 mm espesor Continúa →	15

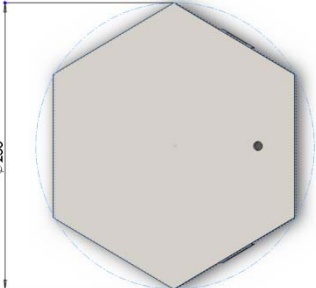
2	1		<ul style="list-style-type: none"> • Fresadora • Fresas • Calibrador • Marcador 	<ul style="list-style-type: none"> • Unir las dos bases con soldadura de punto • Fijar la base a la fresadora • Realizar fresado según la figura en las tres salientes • Profundidad del fresado 5 mm 	180
3	1		<ul style="list-style-type: none"> • Taladro • Calibrador • Juego de brocas HSS 	<ul style="list-style-type: none"> • Taladrar por todo \varnothing 6mm en las seis salientes • $n=900$ rpm • $av=0.05$mm/rev 	20
4	1		<ul style="list-style-type: none"> • Sierra • Electrodo para hierro fundido • Varilla lisa \varnothing10mm • Dobladora de tubo 	<ul style="list-style-type: none"> • Cortar dos pedazos de varilla de longitud 24cm • Doblar a 6cm los extremos de los pedazos de varilla • Soldar los extremos de las varillas dobladas a la base fija a 180ª entre si 	40
5	1		<ul style="list-style-type: none"> • Lijas • Limas • Masilla • Pintura 	<ul style="list-style-type: none"> • Limar las aristas vivas y el condón de soldadura • Rellenar los espacios entre las dos bases unidas por la soldadura • Pintar la base fija con color negro 	120

Tiempo total:

375

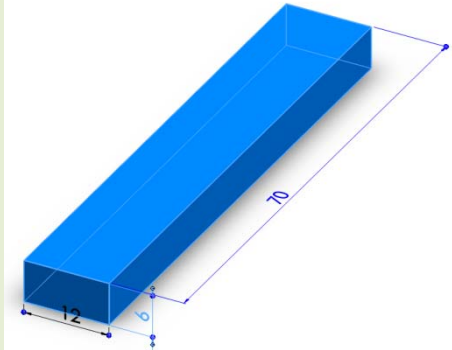
Cuadro 11.

Hoja de procesos base móvil

ESPE		HOJA DE PROCESOS DE OPERACIÓN			Material:
FIM		BASE MÓVIL			Acero Inoxidable
					Dimensiones:
Realizado:	LUIS NAGUA PAUL TUPIZA	Revisado:		Aprobado:	
Fecha:	22/11/2014	Fecha:		Fecha:	
Cantidad:	1	Escala :	1:1	Hoja:	1 de 1
Núm. Tarea	Núm. Pieza	Croquis pieza	Útiles y herramientas	Secuencia de operaciones y observaciones	Tiempo empleado (min)
1	2		<ul style="list-style-type: none"> • Gafas protección • Guantes • Consumible laser • Cortadora laser • Plancha de acero inoxidable de 5 mm espesor 	<ul style="list-style-type: none"> • Posicionar sobre la plataforma de corte la plancha • Medir según el croquis • Marcar según el croquis • Cortar circunferencia 	15

Continúa →

2 2

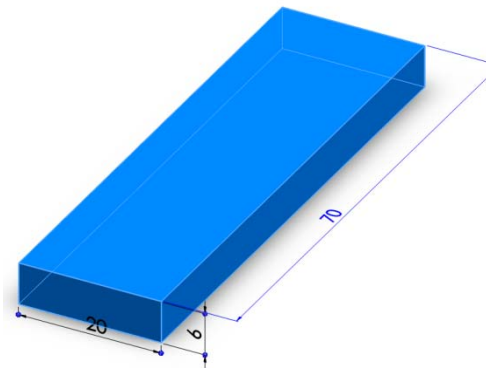


- Gafas protección
- Guantes
- Entenalla
- Disco de corte moladora
- Calibrador
- Marcador
- Lima
- Esmeril
- Pedazo de acero inoxidable de 5 mm espesor

- Fijar el pedazo de acero inoxidable en la entenalla
- Medir 6 platinas según el croquis
- Marcar 6 platinas según el croquis
- Realizar corte de las 6 platinas según lo marcado
- Esmerilar y limar las aristas vivas

100

3 2



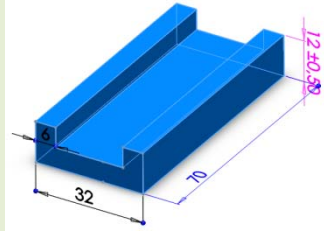
- Gafas protección
- Guantes
- Entenalla
- Disco de corte moladora
- Calibrador
- Marcador
- Lima
- Esmeril
- Pedazo de acero inoxidable de 5 mm espesor

- Fijar el pedazo de acero inoxidable en la entenalla
- Medir 3 platinas según el croquis
- Marcar 3 platinas según el croquis
- Realizar corte de las 3 platinas según lo marcado
- Esmerilar y limar las aristas vivas

30

Continúa →

4 2

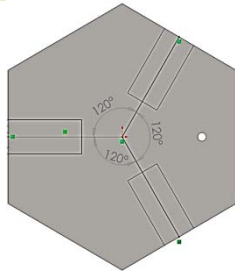


- Calibrador
- Marcador
- Electrodo para acero inoxidable
- Cepillo de metal

- Fijar las platinas como se muestra en el croquis
- Unir las platinas con soldadura de punto para formar las canaletas
- Limpiar los puntos de soldadura con el cepillo

20

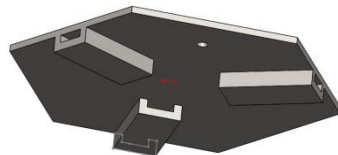
5 2



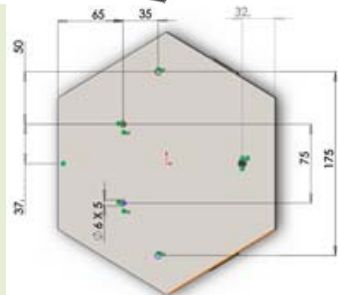
- Canaletas
- Calibrador
- Marcador
- Electrodo 6013
- Cepillo de metal

- Fijar las canaletas como se muestra en el croquis
- Unir las canaletas con soldadura de punto
- Limpiar los puntos de soldadura con el cepillo

20



6 2



- Calibrador
- Marcador
- Taladro
- Juego de brocas recubrimiento de Tugsteno

- Taladrar por todo \varnothing 6mm como se muestra en el croquis $n=900$ rpm $av=0.05$ mm/rev

60

Tiempo total:

245

Nombre producto: Platina

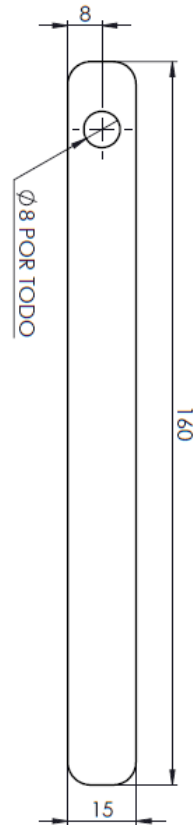


Diagrama de Proceso de Fabricación

Cantidad: 3

Nombre Diagramador: Luis Nagua / Paul Tupiza

Plancha acero inoxidable 30 x
30 cm de 5 mm espesor

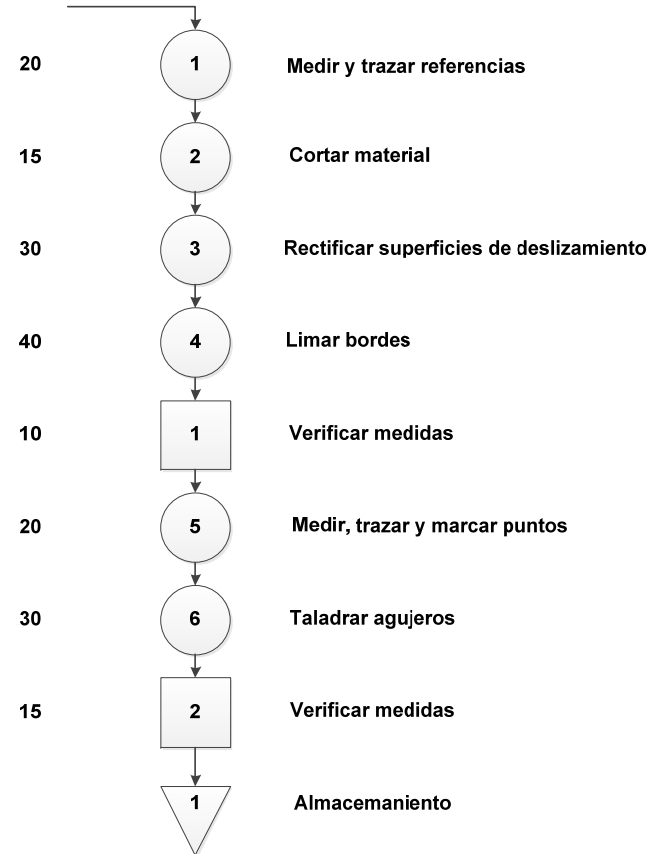


Figura 72. Diagrama de proceso platina

Nombre producto: Rótulas

Diagrama de Proceso de Fabricación

Cantidad: 3

Nombre Diagramador: Luis Nagua / Paul Tupiza

Tocho Ø 25,4 mm acero de transmisión AISI 1020

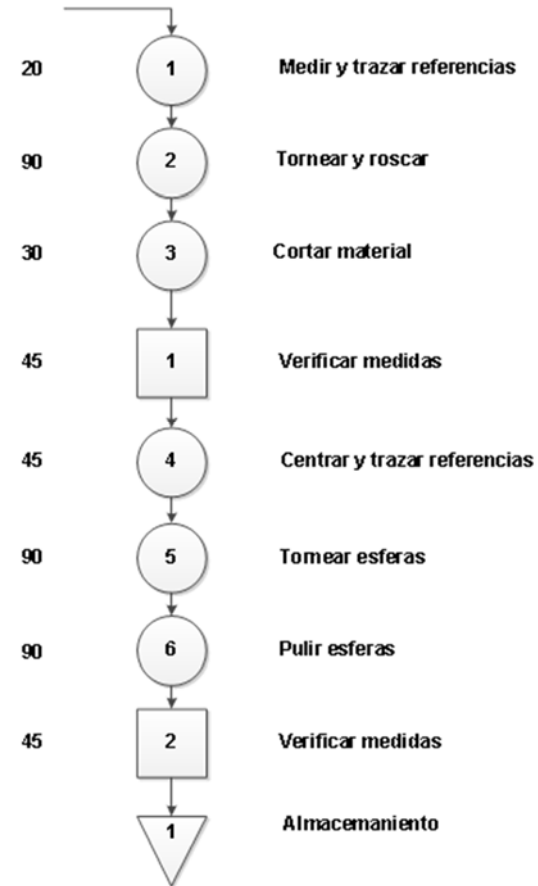
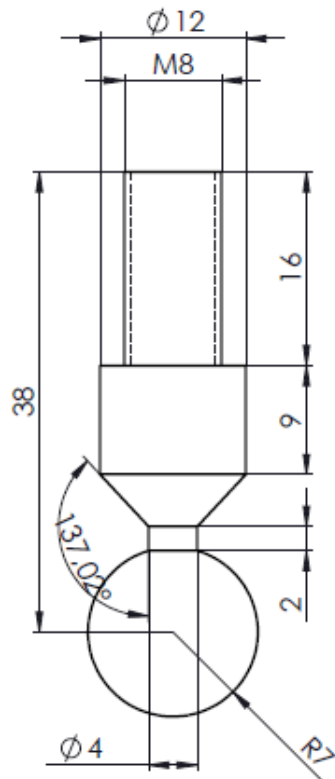


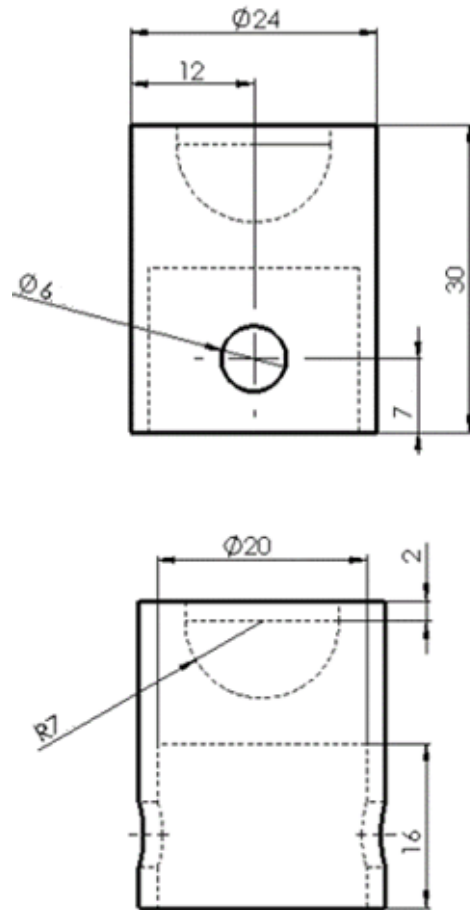
Figura 73. Diagrama de proceso rótula

Diagrama de Proceso de Fabricación

Nombre producto: Base Rótulas

Cantidad: 3

Nombre Diagramador: Luis Nagua / Paul Tupiza



Tocho Ø 25,4 mm duralón

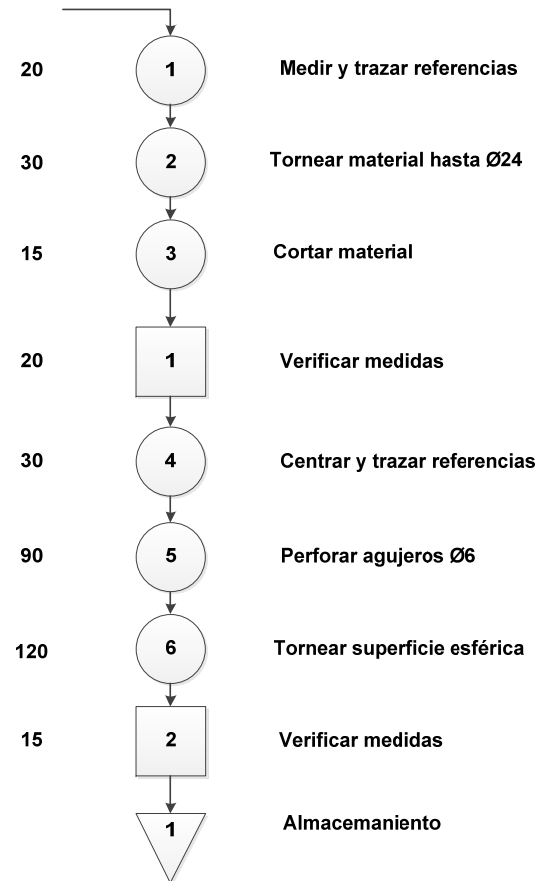


Figura 74. Diagrama de proceso base rótula

4.2 SISTEMA ELECTRÓNICO

En esta sección se diseñaran los circuitos que permitan el funcionamiento del prototipo.

4.2.1 DISEÑO DEL CIRCUITO ELECTRÓNICO

En la Figura 75 se muestra cada una de las etapas que serán parte del circuito electrónico del prototipo.



Figura 75. Diagrama de bloques del sistema electrónico

4.2.1.1 SENSOR

Sensor es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas llamadas variables de instrumentación y transformarlas en variables eléctricas. (Pallas, 2004)

En este caso para el prototipo, el sensor está incorporado dentro del actuador lineal como se mencionó en el Cuadro 9 y tiene como función medir el desplazamiento del vástago.

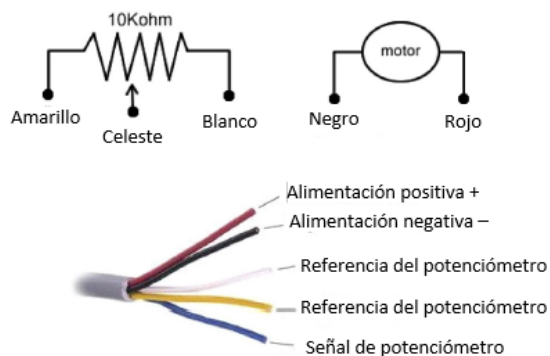


Figura 76. Sensor retroalimentación actuador

Fuente (Progressive Automations, 2014)

Basado en las características técnicas del sensor se comprobó el rango útil que tiene, el cual se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 10.

Pruebas rango útil del sensor

Medición	Valor Mínimo a 0mm	Valor Máximo a 203mm
1	3,33k Ω	6,66k Ω
2	3,33k Ω	6,66k Ω
3	3,33k Ω	6,66k Ω
4	3,33k Ω	6,66k Ω
5	3,33k Ω	6,66k Ω
6	3,33k Ω	6,66k Ω

4.2.1.2 DISEÑO CIRCUITO DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL (CAS)

El acondicionamiento de la señal es un dispositivo que convierte una señal eléctrica en otro tipo de señal, su uso principal es convertir una señal que puede ser difícil de leer por la instrumentación convencional a un formato más fácil de leer; en este caso en condiciones de entrada para el convertidor A/D (análogo digital) del microcontrolador. (Pallas, 2004)

4.2.1.2.1 DISEÑO DEL PUENTE DE WHEATSTONE

Conociendo del punto 4.2.1.1 que el potenciómetro del actuador es de 3.33k Ω en 0mm y 6.66k Ω en 203mm y que el margen del convertidor A/D está entre 0 y 5 V del Arduino Tabla 5.

Tomando de referencia la sección 2.8, para empezar el diseño se dividirá el puente de Wheatstone en dos divisores de voltaje, uno fijo y otro variable para facilidad de cálculos.

En el divisor de voltaje variable se encontrará el sensor y se obtendrá una variación de resistencia en función del recorrido transformado en

variación de voltaje; para facilidad de cálculos se diseñará que para 0 mm el voltaje de salida del potenciómetro será de 5V. Para realizar los cálculos se empleará la Ec. 1 de divisor de voltaje.

Dónde:

Voltaje de alimentación del actuador	$V_{in}=12V$
Señal del divisor de voltaje	$V_{out}= 5V$
Resistencia del sensor	$R_V= 3.33k\Omega$

Entonces

$$R1 = \frac{3.33k\Omega}{5V} 12V - 3.33k\Omega$$

$$R1 = 4.66k\Omega$$

Una de las consideraciones de diseño del puente de Wheatstone es que debe estar equilibrado es decir, que en sus dos ramales la tensión debe ser la misma para la posición inicial del actuador. Por lo que para completar el puente de Wheatstone se diseñará el otro divisor de voltaje fijo con una salida de 5V constante:

Utilizando la fórmula para divisor de voltaje Ec. 1 se obtendrá el valor de R3 y para R2 se asumirá un valor de 10k Ω .

Dónde:

$$V_{in}=12V$$

$$V_{out}= 5V$$

$$R2= 10k\Omega$$

Entonces

$$R3 = \frac{V_{out}}{V_{in} - V_{out}} R2 = \frac{5V}{12V - 5V} 10k\Omega$$

$$R3 = 7,4k\Omega$$

Por lo que el puente de Wheatstone está configurado de la siguiente forma:

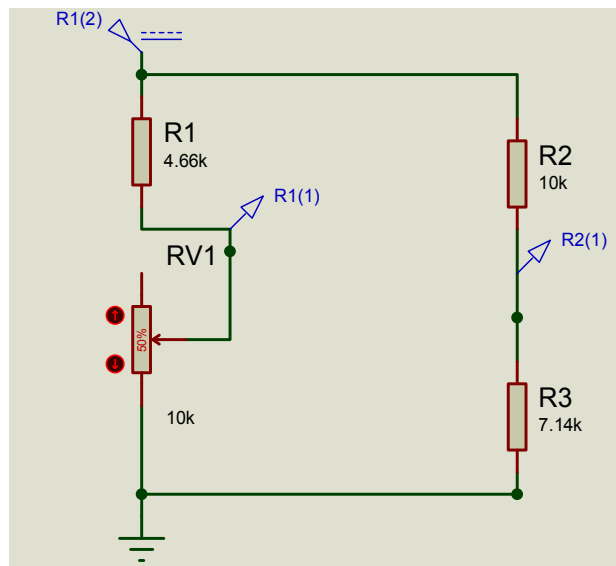


Figura 77. Esquema de configuración puente de Wheatstone

Como se muestra en la figura anterior, si el vástago está en 203mm, esto representa que en el ramal del sensor $R_V = 6,66k\ \Omega$ y el voltaje de salida es 7 V, como se demuestra en la siguiente expresión matemática tomada de la Ec. 1

$$V_{out} = \frac{6.66k\Omega}{4.66k\Omega + 6.66k\Omega} 12V$$

$$V_{out} = 7.03V$$

Teniendo 5 voltios en el ramal fijo y 7 voltios en el ramal variable que representa al vástago a 203mm se tendrá un diferencial de potencial de 2 voltios que será el valor a amplificar.

Un amplificador de alta relación costo/desempeño es el amplificador AD620; es un amplificador de instrumentación de alta precisión que requiere sólo una resistencia externa para establecer la ganancia de 1 a 1000.

Para este proyecto se hallará una ganancia que permita amplificar el voltaje diferencial obtenido de 2 voltios a 5 voltios (A/D) como se muestra.

$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_g} + 1$$

Ec. 6 Ganancia del AD620 datasheet

Donde la ganancia será:

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{V \text{ A/D}}{\Delta V} = \frac{5 - 0}{7 - 5} = 2.5$$

Sabiendo que, de la expresión anterior la ganancia es de 2.5, se procede a hallar la resistencia R_g que permita alcanzar dicha ganancia reemplazando en la Ec. 6.

$$R_g = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{2.5 - 1}$$

$$R_g = 32.33 \text{ k}\Omega$$

Como resultado del diseño del acondicionamiento de señal se obtendrá la siguiente figura.

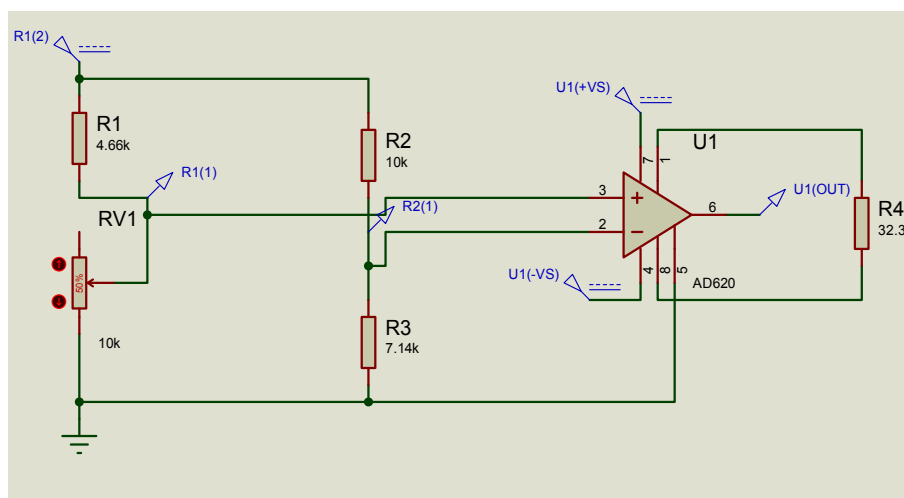


Figura 78. Simulación Proteus acondicionamiento de señal

4.2.1.3 DISEÑO DE ETAPA DE POTENCIA

En esta sección se realizará el circuito para la activación de los actuadores lineales, quienes serán los encargados de realizar los movimientos necesarios para la rehabilitación.

Hay que tomar en cuenta los valores máximos de corriente, voltaje y el cambio de polaridad del motor para el retorno del vástago.

Como se muestra en la Figura 49, cuando el actuador tenga una carga máxima de 150 lb \approx 667N la corriente del actuador será de 5A que se considerará para el posterior diseño.

Por los requerimientos anteriormente mencionados, se ha realizado un cuadro comparativo con las características de los métodos existentes en el mercado para realizar el cambio de giro del motor del actuador.

Cuadro 12.

Características de métodos para cambio de giro motor DC

	Relé común	Relé estado sólido	Puente H	Circuito Integrado Driver L298
Imagen				
Voltaje entrada (control) [V]	0 VDC	5 VDC	5 VDC	7 VDC
Corriente entrada [mA]	40	30	40	30
Voltaje salida (carga) [V]	250 VAC 30 VDC	240 VAC	20 VDC	50VDC
Corriente salida [A]	12 A 10 A	16 A	15 A	2 A
Tamaño [mm]	20x15x20	46x28x25	50x30x15	20x15x5
Costo (USD)	0.85	12	6	2
Ruido	Moderado	Ninguno	Ninguno	Ninguno
Disponible en mercado	Si	Si	Si	Si

Del cuadro anterior se observa que los únicos que cumplen con las características adecuadas para el control del actuador lineal son el Relé común y el Puente H ya que el Driver L298 no soporta la corriente del actuador que está en 5 A y este circuito integrado solo soporta 2^a; mientras por otro lado el Relé en estado sólido solo maneja voltajes de AC por lo que queda descartado.

Otro punto a tomar en cuenta es el mecanismo de accionamiento; el relé común se acciona de forma mecánica por lo que es una desventaja teniendo en cuenta la vida útil, no así los elementos del puente H ya que estos están conformados por circuitos accionados electrónicamente y además no emiten ningún ruido en su accionamiento.

Considerando la información anterior se decidió que el cambio de giro de motor se lo hará con el método de Puente H.

4.2.1.3.1 PUENTE-H

Para el desarrollo del puente H referirse a la sección 2.9 del fundamento teórico; a continuación se mostrará el diseño del mismo para este proyecto.

4.2.1.3.1.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO EN LOS PUENTES H

Se analiza los transistores de potencia BJT y MOSFET para determinar cuál de estos elementos son los adecuados para diseñar el puente H (Ned Mohan, 2008)

Cuadro 13.

Cuadro de características entre BJT y MOSFET

Transistor BJT	Transistor Mosfet
Se controla por corriente	Dispositivo controlado por tensión
La potencia disipada en forma de calor es elevada	Baja disipación térmica
Baja impedancia de entrada	Alta impedancia de entrada
Uso brusco, se puede manipular	Sensible a descargas electroestáticas.
Tiempo de conmutación media	Tiempo de conmutación alta.
Generación de ruido baja	Generación de ruido media

Fuente (Ned Mohan, 2008)

Por las características descritas en el cuadro anterior, los MOSFET's son los elementos más viables ya que se controlarán por tensión, tiempo de conmutación alta y tienen baja disipación térmica cuando estén activados.

Para el proyecto se empleó la configuración de transistores de canal P para los lados superiores y de canal N para los inferiores; la ventaja de este concepto de diseño es que las tensiones necesarias para activar los Gates de los transistores de canal P se podrán sacar directamente de la alimentación utilizada para el motor es decir los 12V del actuador, en la siguiente imagen se comprenderá este concepto:

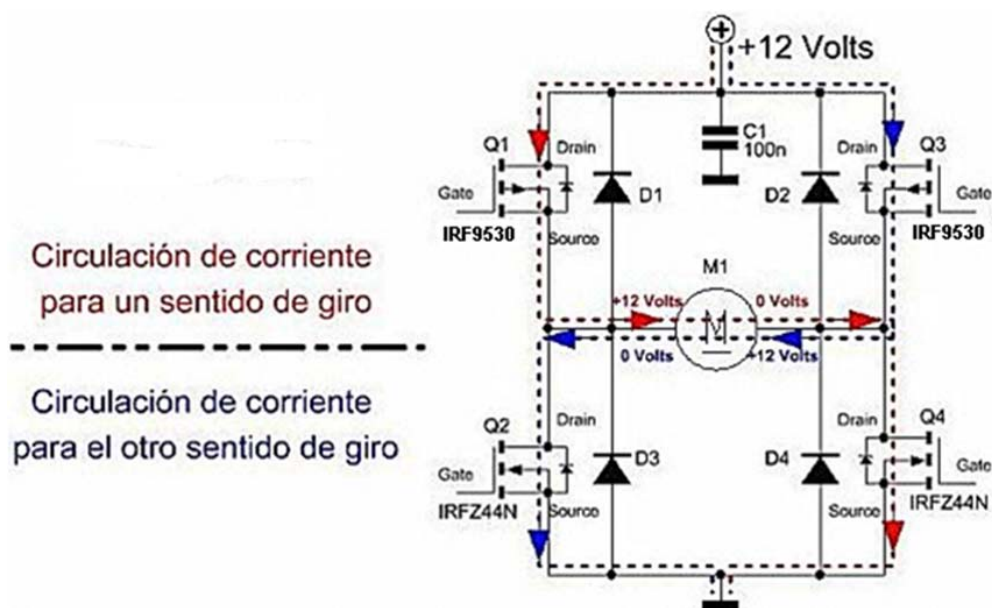


Figura 79. Puente H desarrollado con MOSFETs

4.2.1.3.1.2 FUNCIONAMIENTO DEL PUENTE H

Tomando como referencia el punto anterior se analizará el funcionamiento de los componentes que conforman el Puente H diseñado para este proyecto Figura 80.

Los diodos D1 y D4 desvían los picos de tensión negativa provocados por los motores evitando que afecten a los transistores, las resistencias R17 a R20 sirven como carga para activar a los mosfet en modo saturación.

Para el presente proyecto se utilizaron dos tipos de Mosfet: N-Channel (canal negativo – Q1 y Q3) y P-Channel (canal positivo – Q2 y Q4). En el primer caso pasan a modo conducción (activado) mediante un voltaje positivo en la compuerta y mediante un voltaje negativo para el segundo caso; Q5 y Q6 son TIPs 122 NPN que controlan el accionamiento del motor DC.

El TIP122 se conecta como interruptor a la línea de alimentación de los Gates y se selecciona mediante la activación de los pines de salida del Arduino. De este modo, los Gates alcanzarán una tensión de activación de 12 voltios logrando que los MOSFET pasen a un estado de mínima resistencia de conducción, máxima circulación de corriente con una menor tensión V_{ds} (Drain – Source) y en consecuencia una menor disipación de calor.

La Figura 80 muestra la estructura completa del puente H

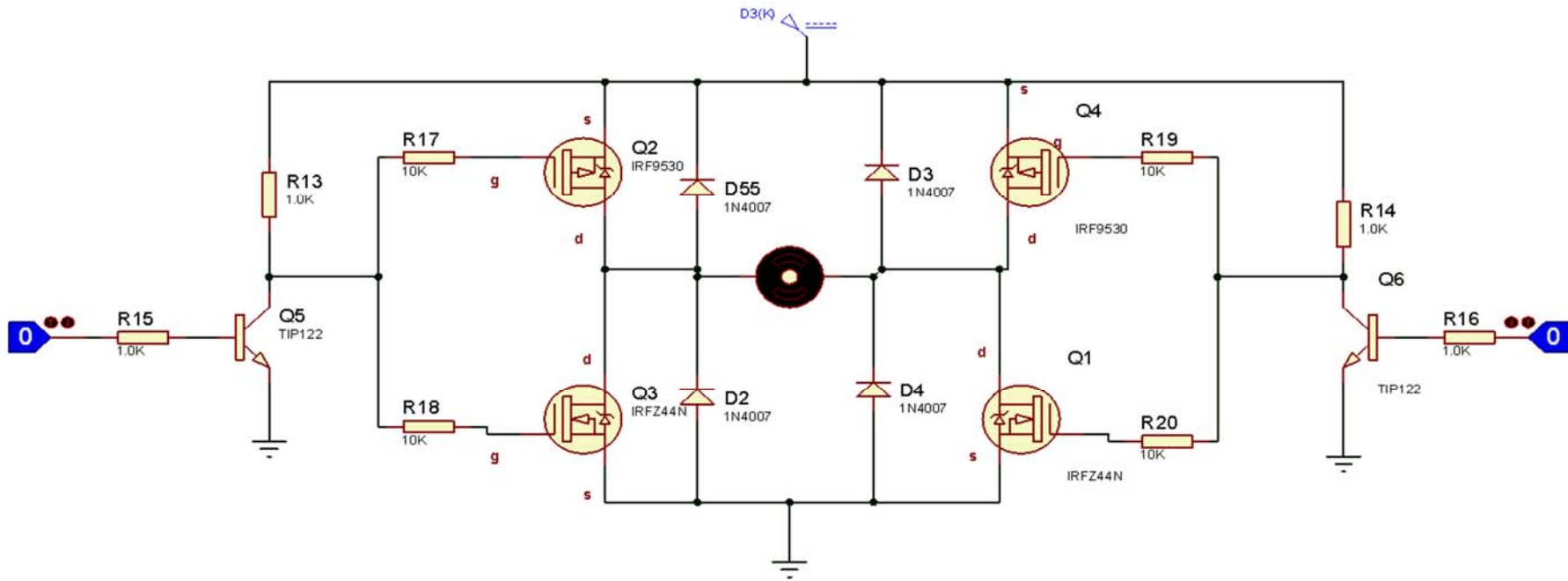


Figura 80. Simulación Proteus Puente H

4.2.1.3.2 FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Conociendo que un actuadores necesita una fuente de 12 V y 5 A para una carga máxima de 150 lb \approx 667N como se muestra en la Figura 49 y que se emplearán tres actuadores; se decidió adquirir una fuente externa con dichas características que alimentará a la etapa de control y a los actuadores.

Para el sistema se adquirió una fuente de 600 W cuyas características se detallan en la siguiente figura.



Figura 81. Características técnicas fuente Speedmind

4.2.2 SIMULACIÓN DE LOS CIRCUITOS ELECTRÓNICOS

Las simulaciones se realizaron en el programa Proteus 8 SP1 a fin de comprobar que los valores calculados en el punto 4.2.1.2.1 son los adecuados.

Para el circuito de acondicionamiento de señal se simuló el puente de Wheatstone con su respectivo amplificador instrumental en la Figura 82, la figura representa cuando el vástago del actuador lineal está en reposo y su valor amplificado es 0V. Mientras la Figura 83 representa cuando el actuador lineal ha alcanzado su valor máximo y su valor se aproxima a 5v.

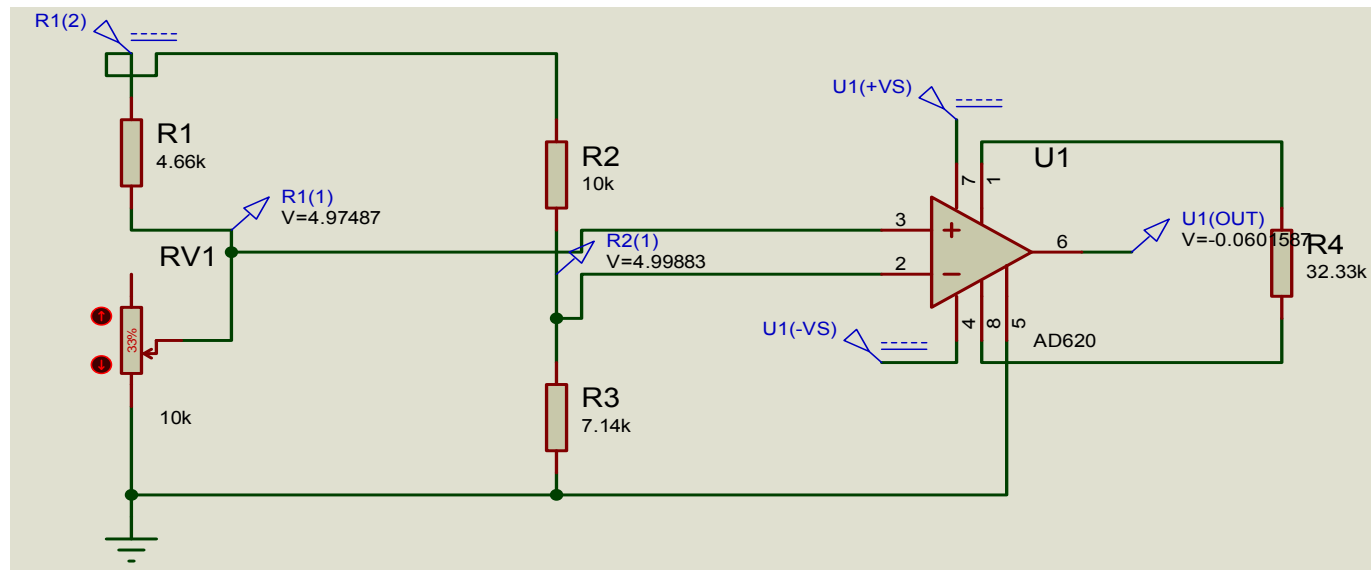


Figura 82. Acondicionamiento de señal, actuador contraído

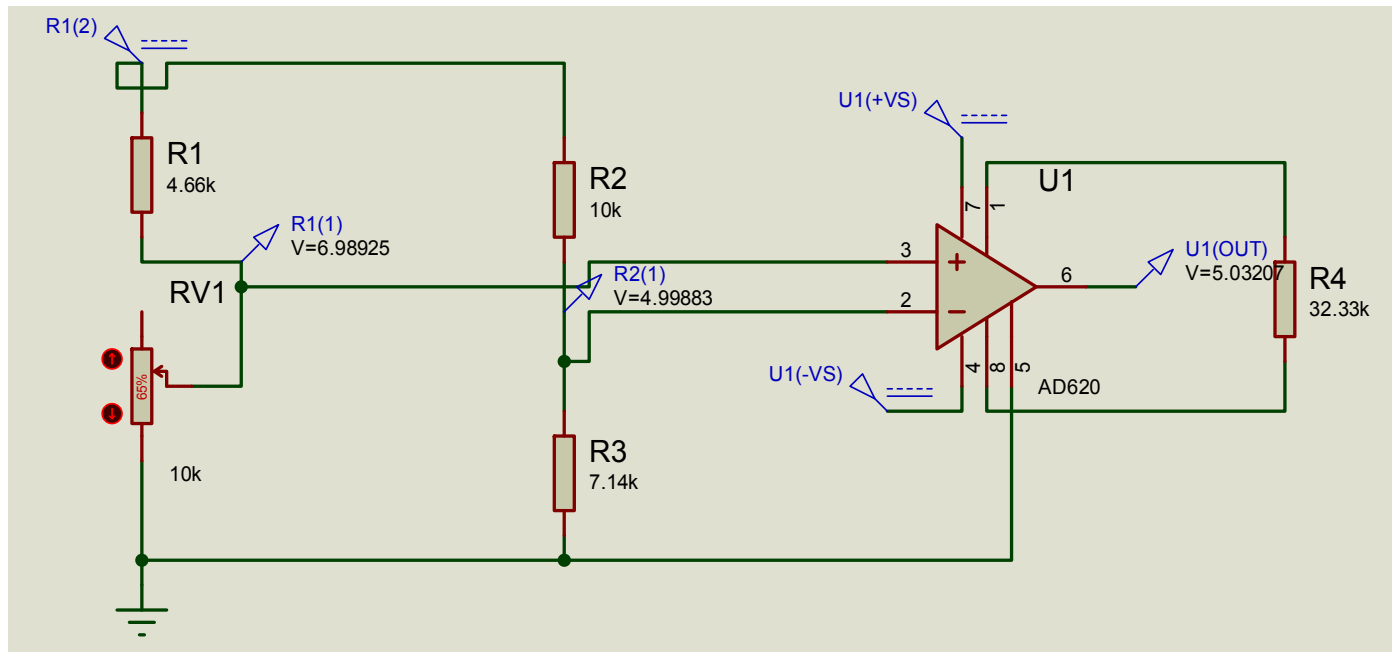


Figura 83. Acondicionamiento de señal, actuador extendido

De los resultados obtenidos en la simulación se concluye que los valores amplificados cumplen con el rango que es capaz de leer el A/D del Arduino 0 a 5 voltios.

La simulación del Puento H se la ha realizado en la Figura 80 por lo que se procederá a realizar la implementación de circuito en un protoboard para verificar los resultados.

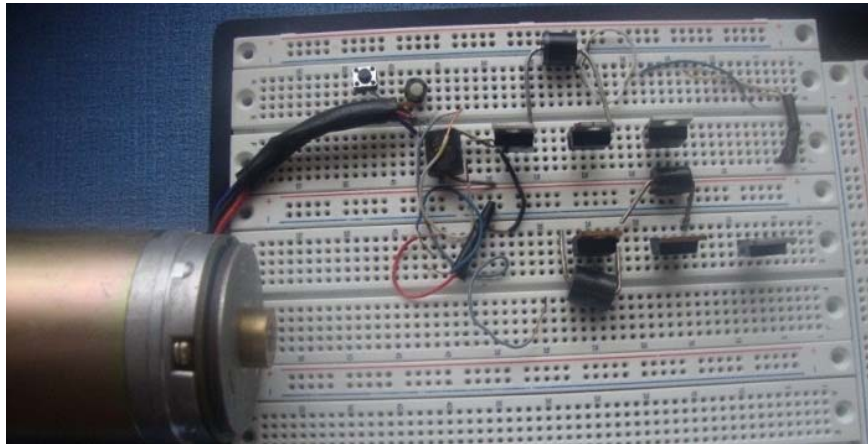


Figura 84. Prueba de actuador

Tanto en la simulación como de la implementación se obtuvieron resultados similares al realizar el cambio de giro de motor lo que demuestra que el diseño del puente H cumple con lo especificado.

4.2.3 DISEÑO DE PLACA PCB

Con los diseños previos se realizó el diseño general de la placa electrónica teniendo en cuenta que son tres actuadores los que deben ser implementados; para esto se empleó el programa ISIS del mismo Proteus el cual es presentado detalladamente en el Anexo A3

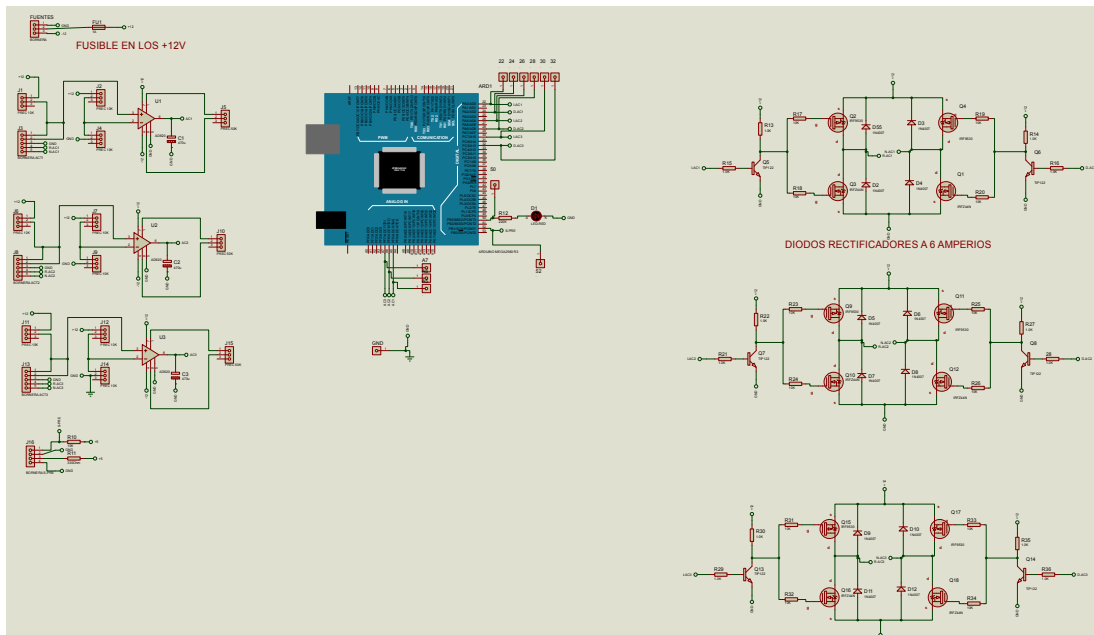


Figura 85. Simulación de la placa completa en Proteus

Además en el circuito expuesto en la Figura 85 se añadió un fusible de 5^a de protección en serie con la línea de 12V ya que esta alimentará la carga de los actuadores, el mismo que en caso de ser sobrepasada la corriente cortará la activación de los actuadores.

Adicionalmente se unió la tierra (GND) de la fuente de alimentación del CPU con la tierra (GND) del Arduino para no tener interferencias en las señales y para que el A/D del Arduino tenga un voltaje de referencia.

4.2.3.1 CÁLCULO ANCHO DE PISTA

El cálculo se usa para que las pistas soporten la corriente que circulará a través de ellas; el cálculo se lo realizará basándose en la aplicación del estándar general para diseño de circuitos impresos ANSI-IPC 2221A desarrollado por la IPC (Association connecting electronics industries)

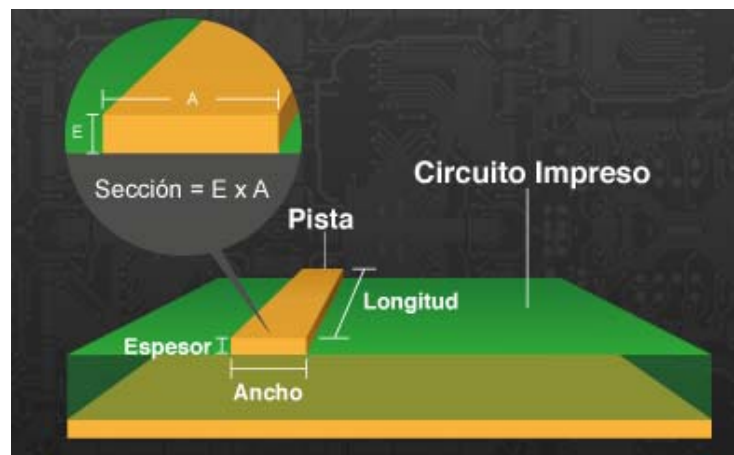


Figura 86. Geometría de pista de cobre

Fuente IPC 2221A

En un circuito impreso normalmente se tiene pistas de diferentes anchos, pero todas ellas del mismo espesor. El espesor se refiere a “la altura” de la pista referente al material que sirve de base en la placa de circuito impreso. En la siguiente figura se muestra el ancho de una pista.

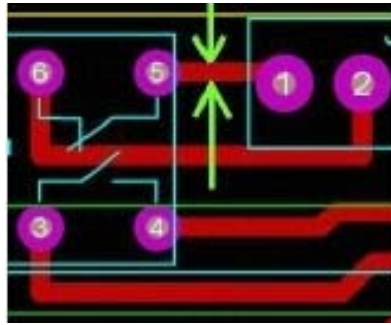


Figura 87. Ancho de pista

En general:

$$\text{Ancho} = \frac{\text{Área}}{\text{Espesor} \times 1,378} \quad \text{Ec. 7 Ancho de pista IPC 2221A}$$

- El espesor se expresa en onzas/mils(milésima de pulgada)²
- El ancho debe expresarse en mils

Dónde:

$$\text{Área} = \frac{I}{k1 * \Delta T^{k2}} \frac{1}{k3} \quad \text{Ec. 8 Área de pista IPC 2221A}$$

- I = Amperios, máxima corriente que va a soportar la pista.
- ΔT = Diferencia de temperatura que se va a permitir en el aire y la pista.
- K1, K2 y K3 = Son constantes para el cálculo y tiene distintos valores dependiendo si la pista es interna o externa, una pista es interna cuando se encuentra entre dos láminas de aislante, por ejemplo en PCB con más de dos caras.

Pista externa: Es la que se encuentra en alguna de las caras visibles de la PCB, como puede ser el anverso o el reverso, en este caso las constantes valen:

- K1 = 0,0647
- K2 = 0,4281
- K3 = 0,6732

Pista interna: Es la que se puede ver y se encuentra entre las dos caras de la PCB, estas pistas no se pueden hacer en casa pero es bueno que se sepa.

- K1 = 0,0150
- K2 = 0,5453
- K3 = 0,7349

Sustituyendo, se tiene:

$$\text{Ancho} = \frac{I \cdot \frac{1}{k_3}}{\text{Espesor} * 1,378 \cdot k_1 * \Delta T^{k_2}}$$

Si se toma que siempre se va a hacer los cálculos en pistas externas se puede aclarar la formula como:

$$\text{Ancho} = \frac{I \cdot \frac{1}{0,6732}}{\text{Espesor} * 1,378 \cdot 0,0647 * \Delta T^{0,4281}}$$

Ec. 9. Cálculo ancho de pista externa

El espesor de pista en Onzas / Pie² es:

- 0.5 Oz/ Pie² = 17um [micras]
- 1 Oz/ Pie² = 35um
- 2 Oz/ Pie² = 70um
- 3 Oz/ Pie² = 105 um
- 1 mils=1 th=0.0254 mm

Ahora se calculará el ancho de pista tanto como para la etapa de control como para la etapa de potencia.

Cálculo pista etapa de control:

$$I=2 \text{ Amp}$$

$$\Delta T= 10 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

$$\text{Espesor}= 1 \text{ Oz/ Pie}^2$$

Sustituyendo los datos en la Ec. 9

$$\text{Ancho} = \frac{\left(\frac{I}{0.0647 \times \Delta T^{0.4281}}\right)^{1.485442662}}{\text{Espesor} \times 1.378}$$

$$\text{Ancho} = \frac{\left(\frac{2}{0.0647 \times 10^{0.4281}}\right)^{1.485442662}}{1 \times 1.378} = 27 \text{ mils} \cong 30 \text{ th} \cong 0.7 \text{ mm}$$

Cálculo pista etapa de potencia:

$$I=4 \text{ Amp}$$

$$\Delta T= 10 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

$$\text{Espesor}= 1 \text{ Oz/ Pie}^2$$

Sustituyendo los datos en la Ec. 9

$$\text{Ancho} = \frac{\left(\frac{I}{0.0647 \times \Delta T^{0.4281}}\right)^{1.485442662}}{\text{Espesor} \times 1.378}$$

$$\text{Ancho} = \frac{\left(\frac{4}{0.0647 \times 10^{0.4281}}\right)^{1.485442662}}{1 \times 1.378} = 77 \text{ mils} \cong 80 \text{ th} \cong 2 \text{ mm}$$

El diseño fue realizado en el software ISIS versión 8.1 SP1, donde la tarjeta diseñada tiene por medidas 135 mm x 142 mm mostrando en la Figura 88 el PCB a doble capa utilizando los anchos de pista calculados tanto para los componentes de control como para los componentes de potencia.

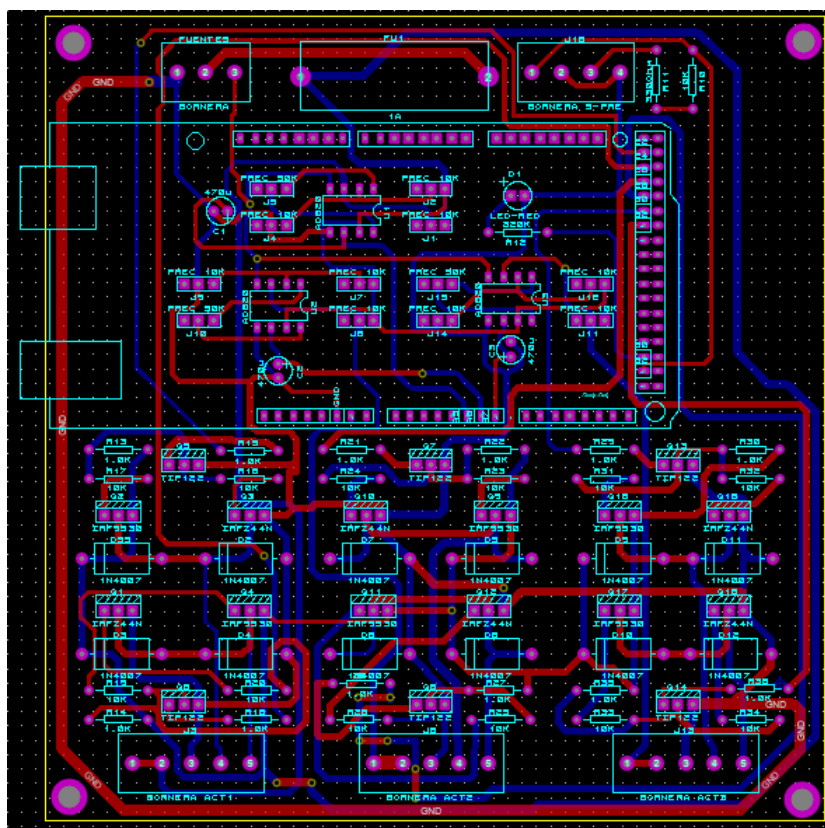


Figura 88. Diseño y enrutado de pistas

En la siguiente figura se muestra el diseño de la placa con el montaje de sus componentes.

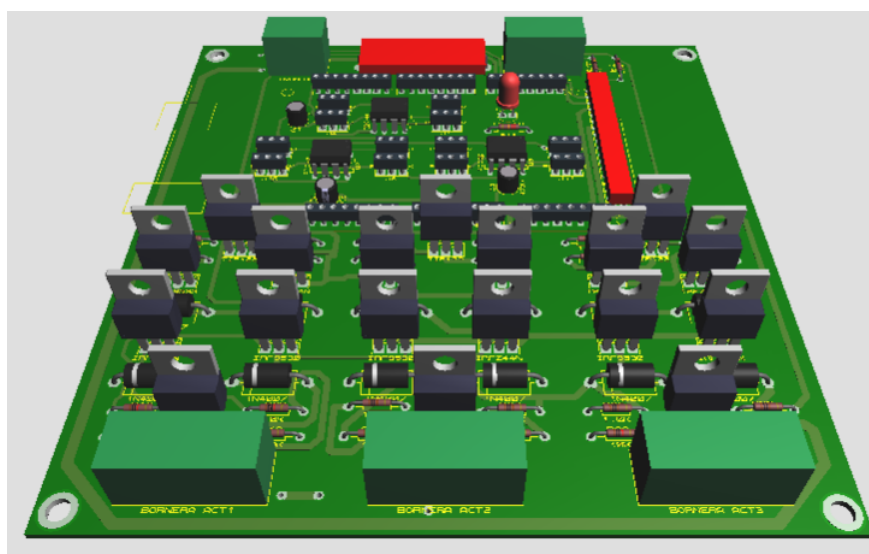


Figura 89. Vista 3D placa electrónica

4.3 SISTEMA DE CONTROL

En este literal se desarrollara la programación a utilizar dentro de la interfaz gráfica.

4.3.1 TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Como se explicó en la sección 2.10 la tarjeta elegida será la placa Arduino Mega 2560 la cual funcionará como tarjeta de adquisición de datos y comunicación con la interfaz de usuario en el computador.

4.3.1.1 DISTRIBUCIÓN DE PINES

La tarjeta Arduino Mega2560 tiene 54 pines destinados como entradas o salidas digitales, además tiene 16 entradas análogas, de esta forma para el presente proyecto se ha asignado los pines de la forma expuesta en la Tabla 11.

Tabla 11.

Asignación de pines tarjeta Arduino

PIN	ASIGNACION	DESCRIPCION
A5	Entrada Análoga	Sensor Actuador 1
A6	Entrada Análoga	Sensor Actuador 2
A7	Entrada Análoga	Sensor Actuador 3
52	Entrada Digital	Reservado
53	Salida Digital	Reservado
22	Salida Digital	Señal Regreso Actuador 1
24	Salida Digital	Señal Salida Actuador 1
26	Salida Digital	Señal Regreso Actuador 2
28	Salida Digital	Señal Salida Actuador 2
30	Salida Digital	Señal Regreso Actuador 3
32	Salida Digital	Señal Salida Actuador 3

Fuente (Arduino.org, 2013)

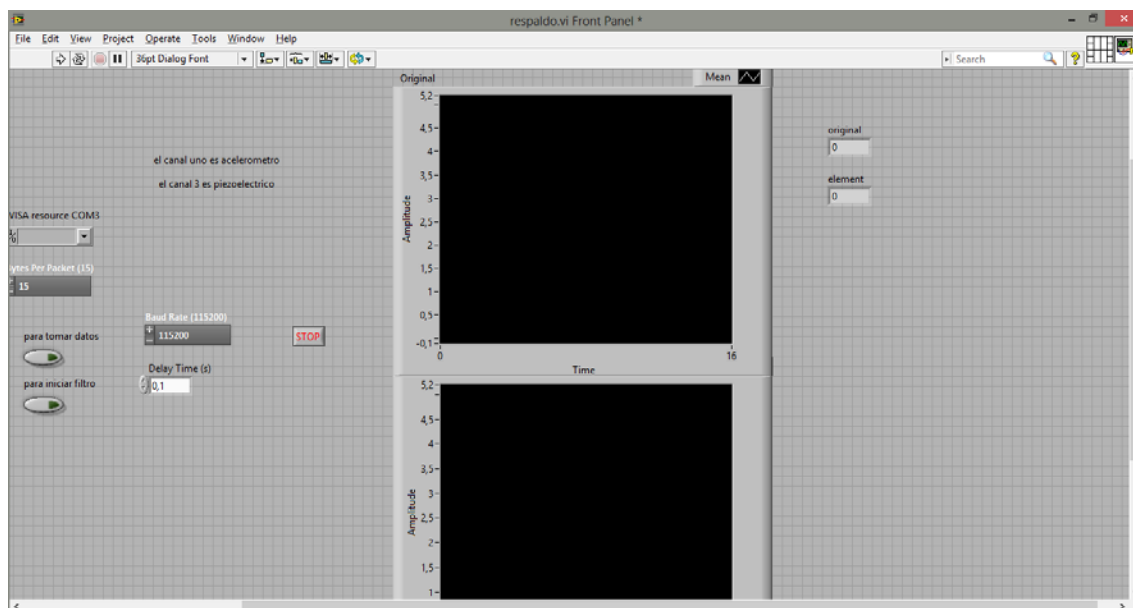
4.3.2 CONTROL A IMPLEMENTAR

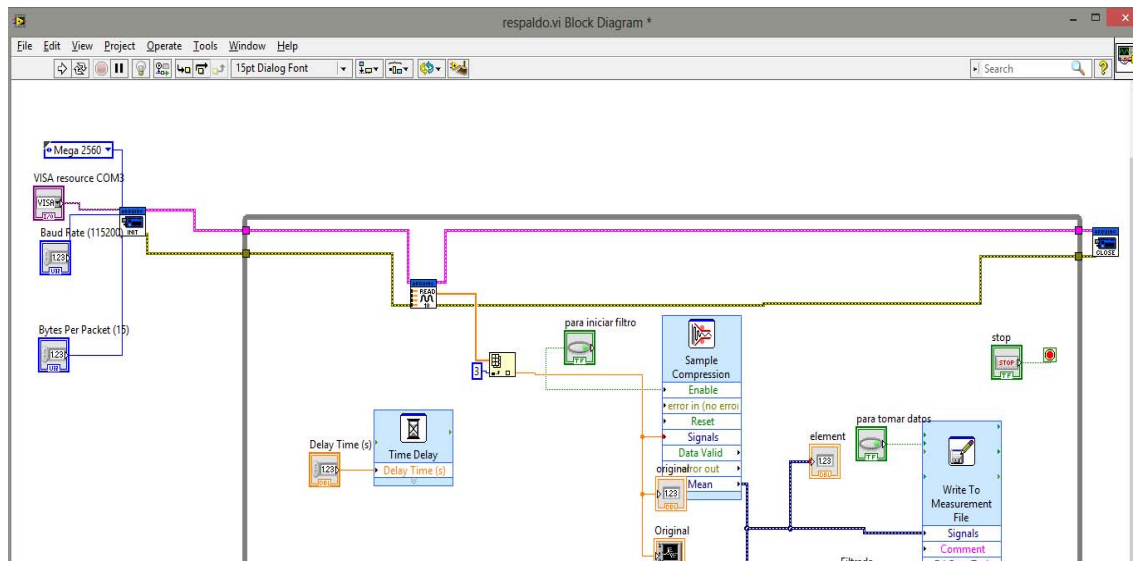
Para la acción de control en este proyecto se utilizará el control ON/OFF descrito en el punto 2.11; para el proyecto, el elemento de actuación es el actuador lineal que solo tiene dos posiciones, las posiciones son: apagado y encendido. Lo que se relacionará con lo visto en el anterior literal de asignación de pines donde las salidas son digitales y que funcionaran en dos estados apagado (0) y encendido (1) y su accionamiento dependerá de la lectura de los sensores respectivos.

4.3.3 TOMA DE DATOS

Seleccionado el tipo de controlador que se utilizará, el siguiente paso es obtener los datos de la variación del voltaje ya que este indicará el desplazamiento del vástago del actuador lineal.

Se utilizara la placa Arduino como tarje de adquisición de datos ya que tiene su propia librería dentro del LabVIEW, lo que se facilita su programación y creación de interfaz como se presenta en la siguiente Figura 90 la programación del panel de control y del diagrama de bloques.





b

Figura 90. Programación de toma de datos Labview 2011 (a) Panel de control, (b) Diagrama de Bloques.

Dentro de la programación, la toma de datos se guarda en un archivo de Excel, donde se podrá manipular los datos adquiridos por Arduino.

Dentro del archivo de Excel se tiene dos columnas una es la del tiempo y la otra del voltaje; los datos del tiempo sirven para obtener una relación de desplazamiento del embolo (sin carga) vs el voltaje medido; utilizando el siguiente procedimiento:

- Se toma el tiempo mínimo y el tiempo máximo con el valor mínimo y máximo de voltaje correspondientes.

Tiempo (s)	Voltaje (v)
5,20	0
25,71	5,01

- Se saca la diferencia entre los 2 valores de tiempo y se obtendrá el tiempo de desplazamiento del vástago del actuador (salida) que es de 20,51 segundos y además se sabe que el desplazamiento total de émbolo es de 203 mm.
- Con estos valores se obtiene la velocidad experimental la cual es de

$$\text{velocidad} = \frac{\text{distancia}}{\text{tiempo}} = \frac{203 \text{ mm}}{20,51 \text{ seg}} = 9,9 \text{ mm/s}$$

- Se multiplica a cada uno de los valores de la columna del tiempo por la velocidad de 9,9 mm/s y como resultado se obtendrán los valores de las distancias con su respectivo valor de voltaje.

$$\text{distancia} = \text{velocidad} \times \Delta\text{tiempo}$$

$$\text{distancia} = 9.9 \frac{\text{mm}}{\text{s}} * (20.51 - 5.2) \text{ segundos}$$


$$\text{distancia} = 203.2 \text{mm}$$

Los valores de distancia vs voltaje obtenidos de la multiplicación son los siguientes:

Tabla 12.

Datos de Voltaje vs Distancia

Tiempo (s)	Voltaje (V)	Distancia mm			
5,20	0,00	0,00	7,67	0,74	24,50
5,32	0,02	1,18	7,79	0,78	25,65
5,43	0,05	2,30	7,90	0,81	26,78
5,55	0,05	3,47	8,02	0,85	27,95
5,67	0,11	4,69	8,14	0,89	29,12
5,79	0,14	5,88	8,25	0,92	30,26
5,91	0,20	7,02	8,37	0,97	31,45
6,02	0,24	8,16	8,49	1,00	32,66
6,14	0,28	9,32	8,61	1,03	33,84
6,26	0,28	10,50	8,73	1,07	34,98
6,38	0,32	11,69	8,84	1,10	36,11
6,50	0,36	12,86	8,96	1,13	37,24
6,61	0,41	14,00	9,07	1,17	38,39
6,73	0,44	15,13	9,19	1,22	39,55
6,84	0,51	16,30	9,31	1,24	40,70
6,97	0,52	17,52	9,43	1,28	41,93
7,09	0,56	18,70	9,55	1,32	43,08
7,20	0,60	19,84	9,67	1,35	44,26
7,32	0,63	20,98	9,78	1,39	45,43
7,43	0,67	22,14	9,90	1,45	46,61
7,55	0,70	23,33	10,02	1,49	47,75
			10,14	1,50	48,93

Continúa 

10,25	1,53	50,07	15,33	2,87	100,42
10,37	1,56	51,25	15,45	2,90	101,60
10,49	1,60	52,42	15,57	2,94	102,72
10,61	1,66	53,59	15,69	2,98	103,91
10,73	1,67	54,77	15,81	2,99	105,09
10,85	1,70	55,96	15,92	3,03	106,26
10,96	1,72	57,12	16,04	3,03	107,40
11,08	1,77	58,30	16,16	3,07	108,58
11,20	1,80	59,49	16,28	3,12	109,76
11,33	1,82	60,70	16,39	3,13	110,90
11,44	1,87	61,87	16,51	3,16	112,04
11,56	1,89	63,05	16,62	3,19	113,19
11,68	1,93	64,22	16,74	3,22	114,34
11,80	1,96	65,40	16,85	3,25	115,47
11,92	2,00	66,59	16,97	3,29	116,66
12,04	2,05	67,76	17,09	3,32	117,80
12,16	2,06	68,93	17,21	3,32	119,00
12,28	2,10	70,12	17,33	3,36	120,18
12,39	2,13	71,29	17,45	3,38	121,36
12,51	2,17	72,46	17,57	3,41	122,53
12,63	2,19	73,61	17,68	3,43	123,67
12,75	2,22	74,79	17,80	3,48	124,81
12,86	2,24	75,95	17,92	3,50	125,98
12,98	2,28	77,13	18,03	3,52	127,16
13,10	2,31	78,27	18,15	3,53	128,30
13,22	2,34	79,45	18,26	3,56	129,44
13,34	2,37	80,62	18,38	3,58	130,60
13,46	2,40	81,80	18,50	3,61	131,75
13,58	2,45	83,01	18,62	3,64	132,93
13,70	2,47	84,19	18,73	3,66	134,10
13,81	2,49	85,32	18,86	3,69	135,33
13,93	2,54	86,46	18,98	3,70	136,53
14,04	2,55	87,61	19,10	3,74	137,71
14,16	2,58	88,82	19,22	3,77	138,89
14,28	2,63	89,98	19,34	3,79	140,06
14,40	2,65	91,18	19,45	3,81	141,20
14,52	2,67	92,31	19,57	3,85	142,38
14,63	2,72	93,48	19,69	3,87	143,52
14,75	2,72	94,62	19,81	3,89	144,70
14,87	2,78	95,79	19,92	3,92	145,86
14,98	2,79	96,93	20,04	3,93	147,08
15,10	2,82	98,11	20,16	3,97	148,25
15,22	2,85	99,25			

Continúa ➔

20,28	3,99	149,45	23,11	4,55	177,47
20,41	4,01	150,69	23,24	4,58	178,70
20,53	4,06	151,87	23,35	4,61	179,83
20,65	4,08	153,04	23,47	4,62	180,97
20,76	4,08	154,18	23,59	4,66	182,15
20,88	4,11	155,31	23,70	4,67	183,27
21,00	4,14	156,51	23,82	4,69	184,46
21,11	4,15	157,67	23,94	4,71	185,63
21,23	4,19	158,84	24,06	4,72	186,84
21,35	4,21	159,98	24,17	4,76	187,98
21,46	4,22	161,12	24,29	4,80	189,16
21,58	4,26	162,29	24,41	4,79	190,29
21,70	4,29	163,48	24,53	4,83	191,47
21,81	4,29	164,60	24,65	4,83	192,66
21,94	4,32	165,82	24,76	4,86	193,83
22,06	4,36	167,02	24,88	4,89	195,01
22,18	4,38	168,23	25,00	4,90	196,14
22,29	4,39	169,36	25,12	4,91	197,32
22,41	4,41	170,54	25,23	4,93	198,49
22,53	4,46	171,71	25,35	4,96	199,62
22,65	4,46	172,85	25,47	4,97	200,84
22,77	4,49	174,03	25,59	5,00	202,02
22,88	4,50	175,16	25,71	5,01	203,20
22,99	4,53	176,30			

4.3.4 AJUSTE DE CURVA

El ajuste de curvas es un proceso mediante el cual, dado un conjunto de N pares de puntos (x_i, y_i) (siendo “ x ” el voltaje e “ y ” la distancia), se determina una función matemática $f(x)$.

El coeficiente de determinación, R^2 , definido entre 0 y 1, da una idea de la bondad del ajuste, de manera que para valores cercanos a 1 el ajuste es perfecto mientras que para valores cercanos a cero indica inexistencia de relación entre “ x ” e “ y ” con el modelo de ajuste propuesto Fuente (Salvador, Curso 2007-2008)

De los datos obtenidos del Arduino con el programa Labview 2011 y exportados a un archivo Excel, se obtendrá una función que relacione el voltaje y del desplazamiento del embolo del actuador lineal. Para obtener dicha función se emplea el software matemático donde se exportan los datos del Excel con el código que se muestra en la Figura 91.

```
control.m x
1 - distancia=xlsread('datos','C:C');
2 - y=distancia';
3 - voltaje= xlsread('datos','B23:B197');
4 - x=voltaje';
5 - plot(x,y)
6
```

Figura 91. Programa de software matemático que exporta datos de Excel

Posteriormente se grafican los datos (voltaje, distancia) como se muestra en la siguiente Figura 92.

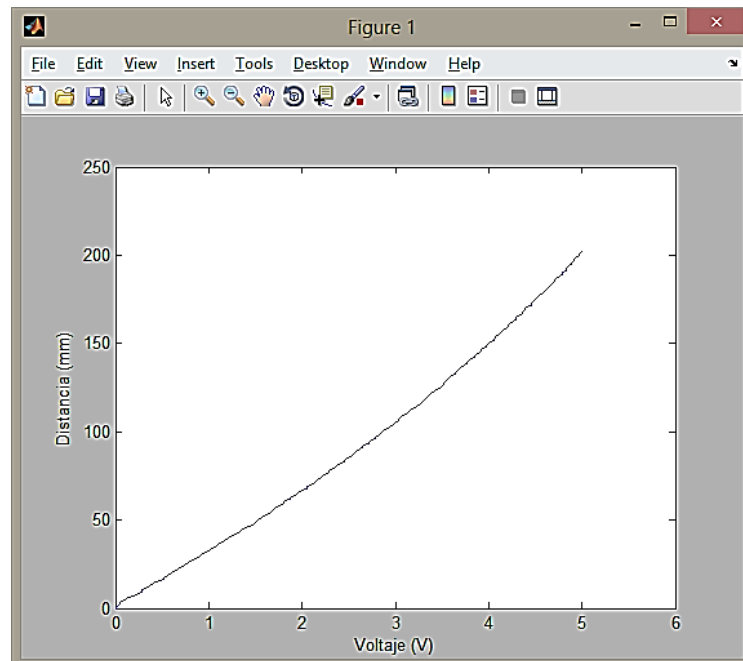


Figura 92. Grafica (voltaje vs distancia)

Dentro de software matemático se abre la herramienta Curve Fitting Tool, donde se procederá a encontrar la ecuación que más se ajuste a los datos reales obtenidos anteriormente.

Se ingresan las variables correspondientes para x-voltaje y para y-distancia y en la parte derecha se selecciona Polynomial.

Se selecciona un polinomio de grado uno o lineal y se obtendrá el siguiente resultado.

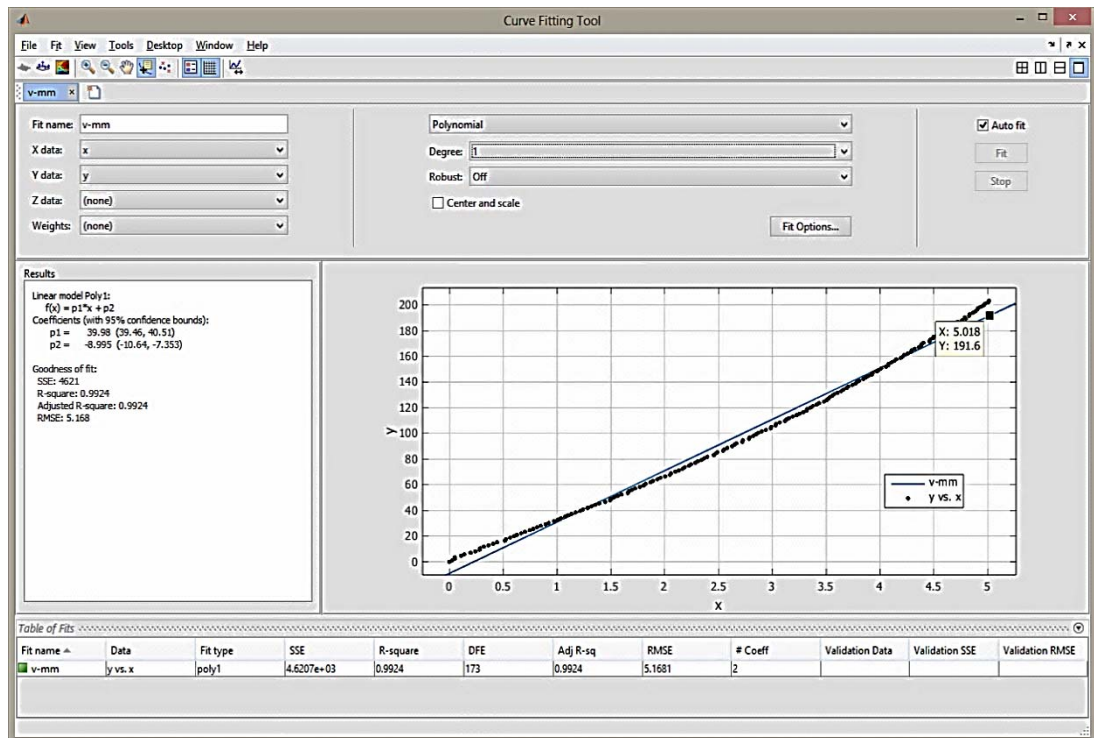


Figura 93. Ajuste de curva – Lineal

Se observa en la figura anterior que el ajuste lineal no es el adecuado ya que cuando se alcance un valor de voltaje de 5 el recorrido solo alcanzara los 191mm y sabiendo que el recorrido máximo es de 203 mm se desecha este ajuste y se procede a probar con un ajuste cuadrático.

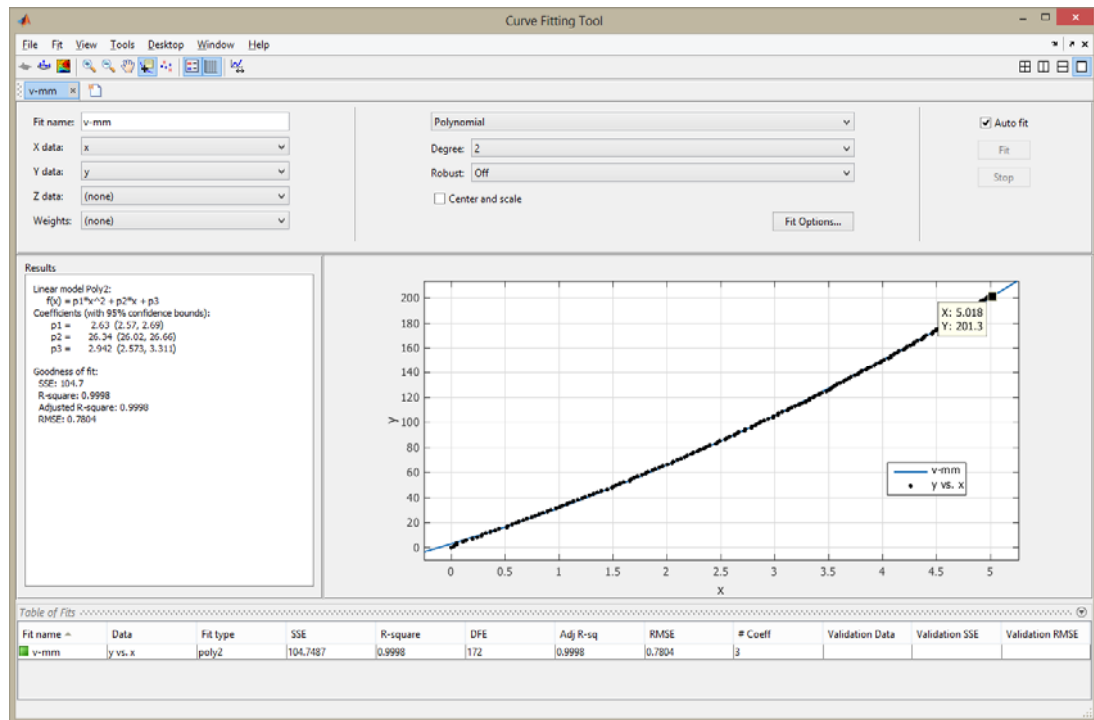


Figura 94. Ajuste de curva – cuadrático

Como se observa en la Figura 94 el ajuste cuadrático es el más adecuado ya que con el valor máximo de voltaje de 5V se obtendrá un recorrido de 202 mm que en comparación al valor real de 203 mm existe un milímetro de diferencia y en su efecto esto no afectara en el resultado del ángulo. Además el valor de correlación R2 tiene un valor de 0.9998 por que el ajuste es el más adecuado.

Entónces la relación de Voltaje (x) vs. Distancia (y) será: 0°

$$y = 2.63 * x^2 + 26.3 * x + 2.94$$

Ec. 10 Ecuación ajuste cuadrático de datos

Con el análisis geométrico realizado en el literal 4.1.2.4 y utilizando la relación trigonométrica de la tangente se determinará el ángulo de elevación de la plataforma móvil y por ende el ángulo de rehabilitación del tobillo que el paciente podrá realizar dentro de su recuperación.

Se observa en la Figura 95 la relación existente entre la variable “y” que corresponde al desplazamiento del actuador lineal y el ángulo de inclinación “ θ ” de la plataforma móvil.

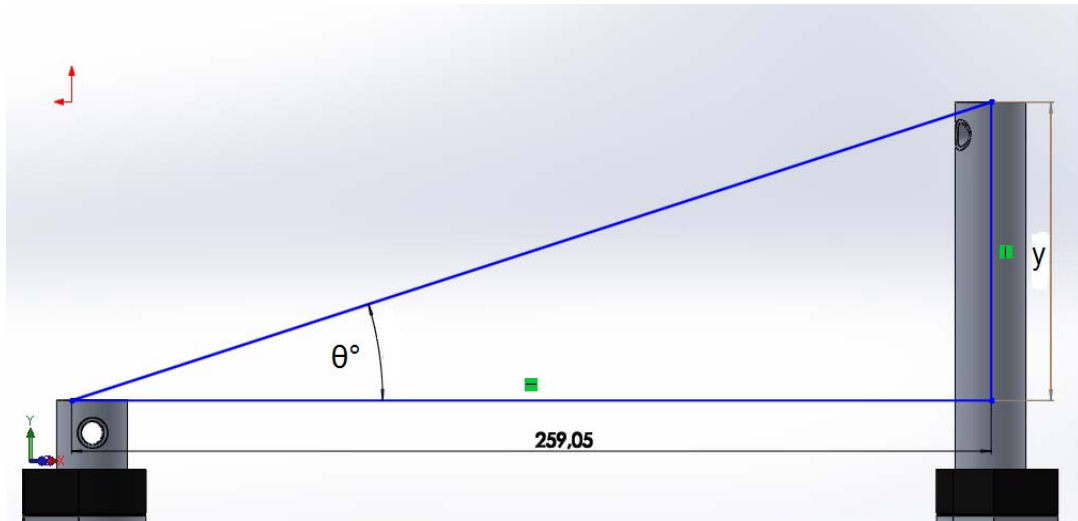


Figura 95. Relación trigonométrica entre el recorrido del actuador y el ángulo de inclinación de la plataforma móvil.

El ángulo de inclinación en unidades sexagesimales de la plataforma móvil con respecto al desplazamiento del actuador lineal, se presenta en la siguiente ecuación.

$$\theta = \tan^{-1} \frac{y}{259,05}$$

Ec. 11 Ángulo de inclinación en función del desplazamiento

Las ecuaciones serán utilizadas posteriormente en la programación de la sección Interfaz con el usuario.

Considerando que la variable de entrada es el voltaje, la variable de salida es el desplazamiento y el tiempo de muestreo de 0.1 segundos, se utilizó la herramienta de identificación del software matemático para obtener la función de transferencia de la planta que se muestra en la siguiente figura

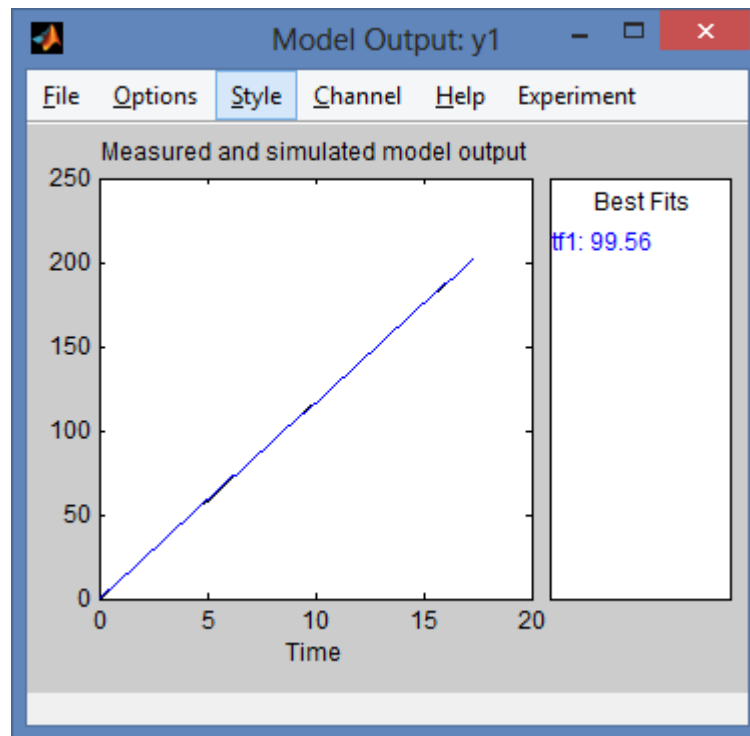


Figura 96. Curva de aproximación usando identificación

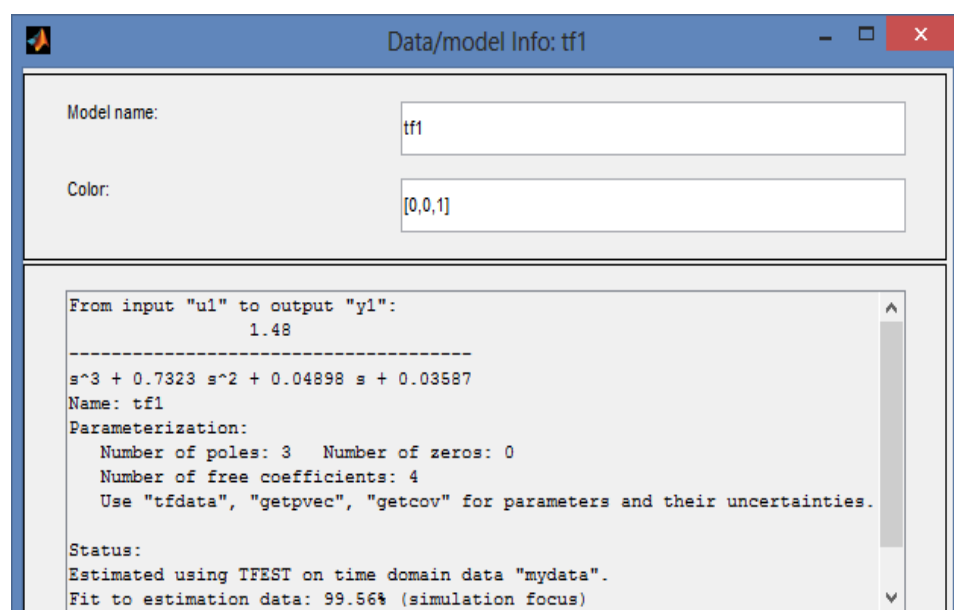


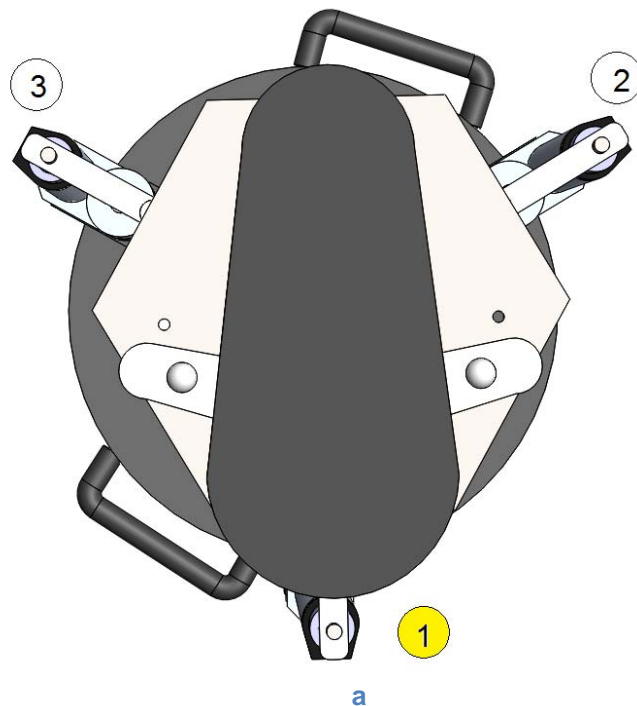
Figura 97. Función de transferencia

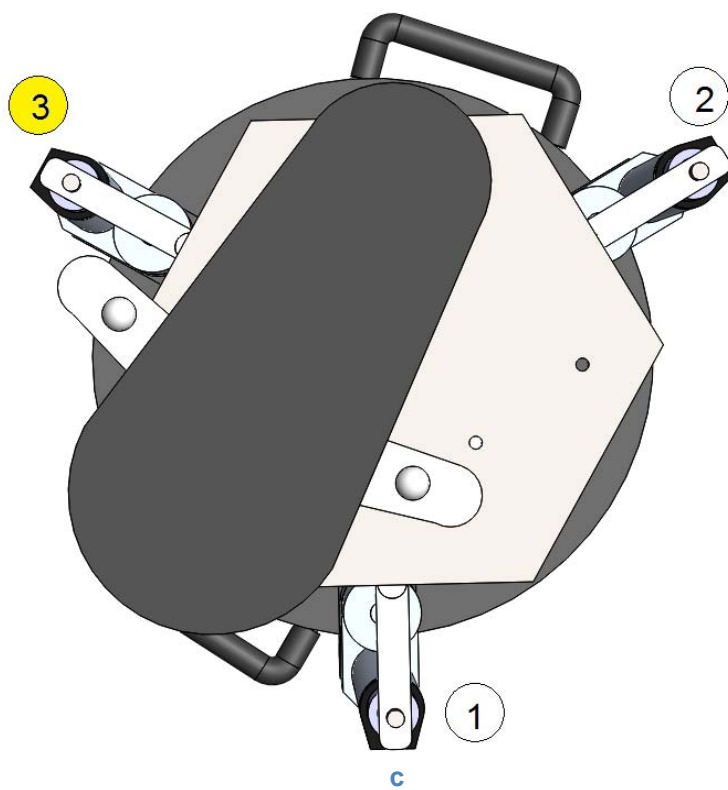
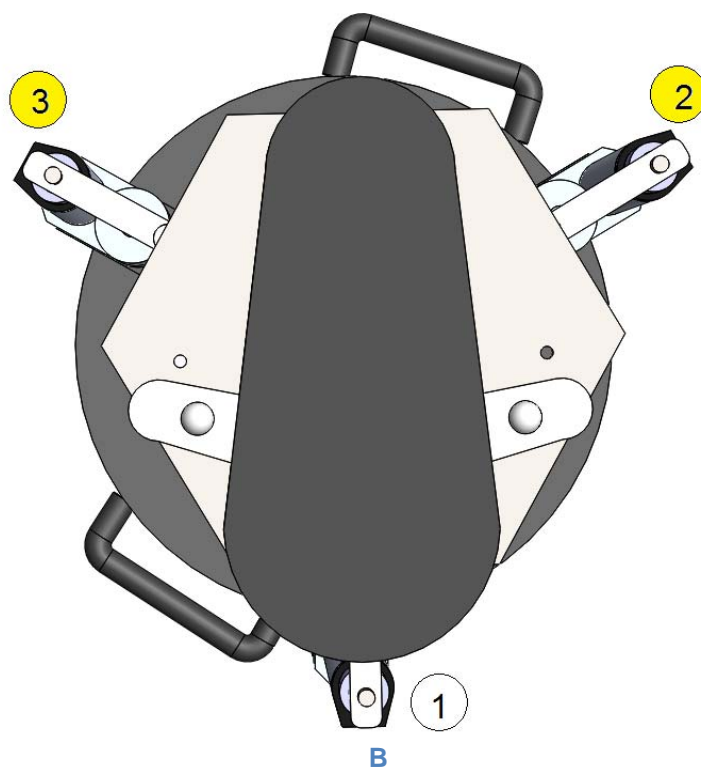
4.3.5 PLANIFICACIÓN PARA ESTRUCTURA DEL PROGRAMA

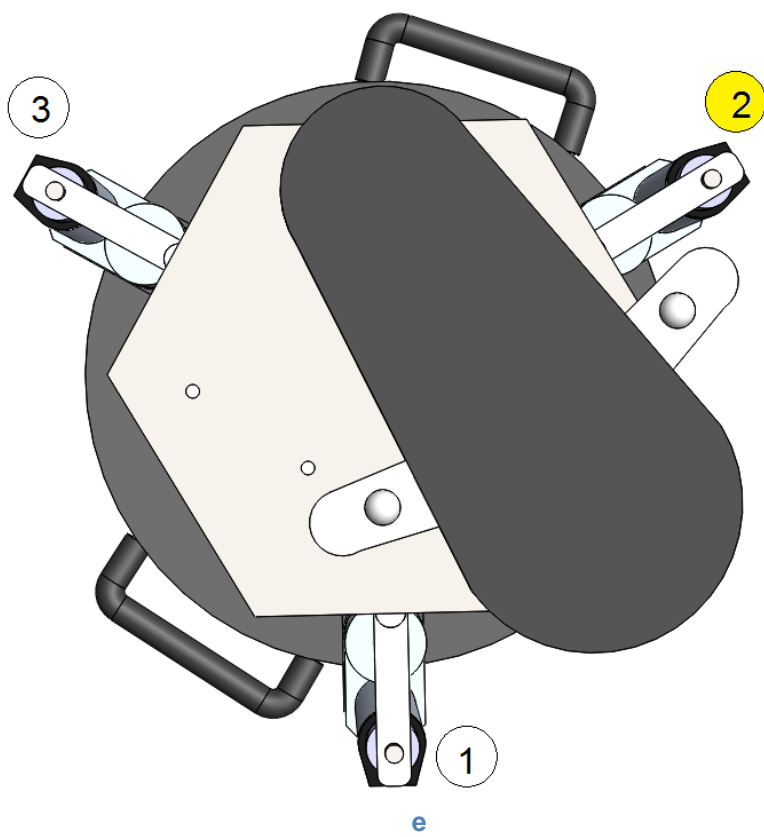
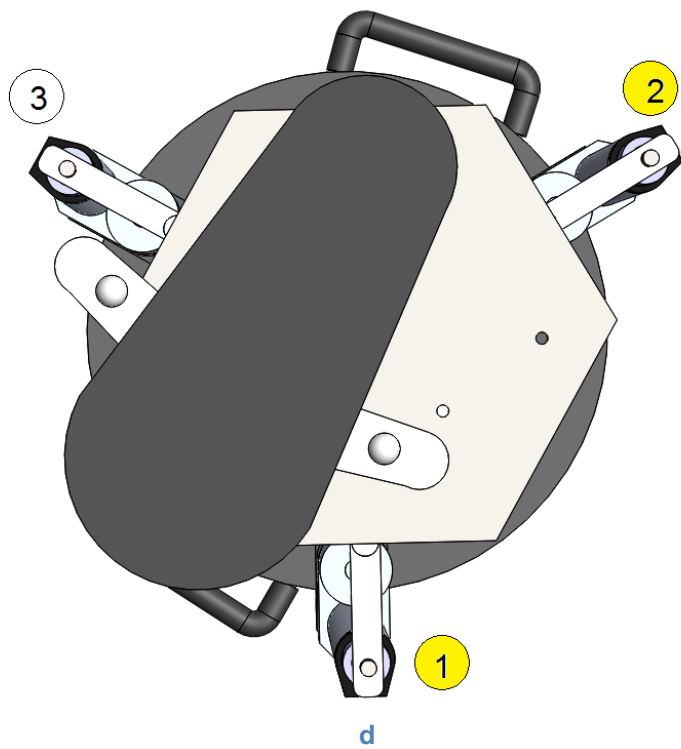
El objetivo principal es dar los lineamientos para realizar la programación a fin de obtener el proceso de rehabilitación con los movimientos de dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión.

4.3.5.1 ASIGNACIÓN DE ACTUADORES EN CADA MOVIMIENTO

Se debe asignar que actuadores deben funcionar en cada uno de los movimientos mencionados por lo que se presenta en la siguiente figura los actuadores que intervendrán en cada uno de los movimientos y la posición de la plantilla donde se asentara el pie del paciente.







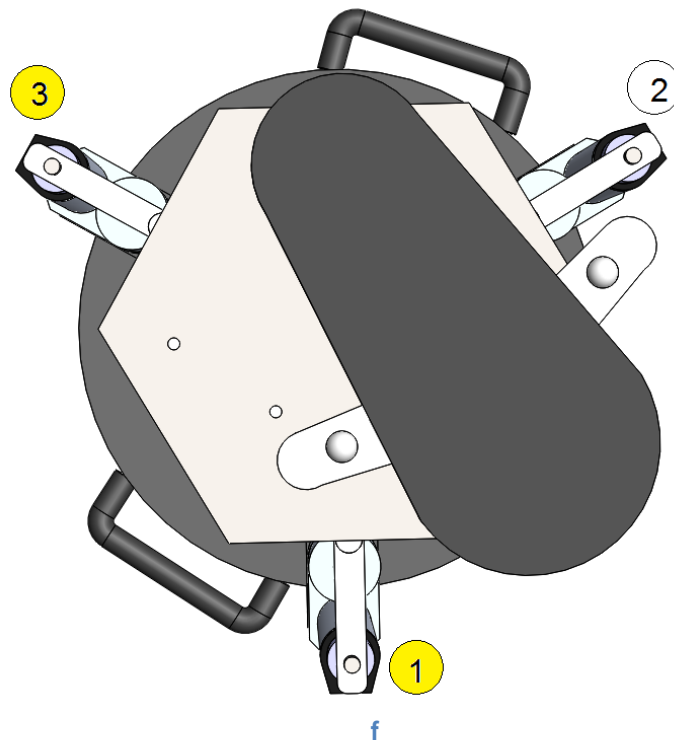


Figura 98. Actuadores que actuarán en los movimientos: (a) Dorsiflexión, (b) Plantarflexión, (c) Inversión Pie Izquierdo, (d) Eversión Pie Izquierdo, (d) Inversión Pie Derecho, (d) Eversión Pie Derecho.

4.3.5.2 REQUERIMIENTOS DE FUNCIONAMIENTO DEL REHABILITADOR

Para un funcionamiento adecuado del rehabilitador existen algunos requerimientos del cliente que se debe cumplir para que pueda manejar sin dificultad la interfaz del usuario, en este caso el cliente es el fisioterapeuta y los requerimientos son:

- Fácil manejo de la máquina
- Seguro y cómodo para el paciente
- Ángulos máximos permisibles para cada movimiento pasivo
- Registro de cada rehabilitación realizada

4.3.5.3 DISEÑO DE LA HMI

La arquitectura es como será estructurado el programa y cómo será su funcionamiento en LabVIEW.

Existirán tres posibles modos de funcionamiento:

- Manual
- Automático
- Registro de datos

En el menú registro de datos se ingresaran los datos del paciente y los datos de la rehabilitación que esté realizando en ese momento.

4.3.5.3.1 MODO MANUAL

Para el modo Manual existirá la selección del movimiento que se quiere realizar y dos pulsadores: **subir y bajar**, manteniendo pulsado unos de los pulsadores la maquina realizara el movimiento seleccionado. Además se mostrara el ángulo de inclinación que la plataforma móvil este alcanzando por el accionamiento de los actuadores.

El modo manual tiene como función determinar el ángulo de rehabilitación máximo que puede realizar el paciente para utilizarlo posteriormente en el modo automático; se recuerda que es un paciente lesionado por lo que su rehabilitación debe ser paulatina y en incrementos de ángulo pequeños.

4.3.5.3.2 MODO AUTOMÁTICO

En el modo Automático también existirá la selección del movimiento que se quiera realizar, pero como su nombre lo dice el proceso será automático por lo que se va a requerir los ingresos de los siguientes datos por parte del fisioterapeuta:

- **Angulo de rehabilitación.-** Este será el valor máximo que la maquina podrá alcanzar durante la rehabilitación dependiendo del movimiento, sino se sabe qué valor máximo soportara el paciente, se debe averiguar con una prueba en el modo manual.
- **Número de series.-** Aquí se ingresa el número de series que deberá realizar el paciente
- **Número de repeticiones.-** Se ingresara el número de repeticiones del movimiento para cada serie
- **Pausa.-** se ingresa el tiempo de pausa que habrá al término de cada serie, en la fisioterapia se necesita un tiempo de descanso para el tobillo.

Uno de los requerimientos del prototipo rehabilitador es la seguridad, por lo que se agregara botones dentro de la programación en casos de anomalías durante la rehabilitación, tales como:

- **Detener.-** Este botón activándolo permitirá parar el rehabilitador y realizar los ajustes necesarios como mejorar posición del paciente; luego se puede desactivar reanudando la rehabilitación en el punto donde se quedó antes de la activación de dicho botón.
- **Paro de emergencia.-** Este botón tendrá la función en casos de emergencia, como por ejemplo: el paciente siente que los movimientos del rehabilitador le están causando molestia en la lesión. Este botón al ser activado para la máquina y no podrá reanudar la rehabilitación.

- **Reseteo.-** Este botón será habilitado cuando el botón de emergencia haya sido activado y tendrá como función regresar a la posición inicial el rehabilitador, además pondrá en cero los contadores de serie y repeticiones.

4.3.5.3.3 REGISTRO DE DATOS

Será un menú en el cual se ingresara por parte del fisioterapeuta el apellido y nombre del paciente, además se mostrara en la pantalla los siguientes datos del modo automático:

- El movimiento seleccionado
- Ángulo de rehabilitación
- Número de series
- Número de repeticiones

Todos estos datos incluido el apellido, nombre del paciente y además la fecha en la que se realizó la rehabilitación será enviados por un botón al programa de bases de datos de Microsoft Access el cual almacenara estos datos y podrán ser manipulados para obtener por parte del fisioterapeuta un reporte de las actividades realizadas de cada paciente.

4.3.5.4 PROGRAMACIÓN DEL REHABILITADOR

En esta parte se realizará la programación de los elementos existentes en el panel de control, manipulación de los datos ingresados y envío de datos hacia los pines del Arduino; como existen tres pestañas en cada una se realizará su respectiva programación.

Las figuras descritas a continuación son diagramas de flujo que describen el proceso en general a ser programado.

El proceso general dentro de la interfaz debe cumplir los siguientes procesos que se muestra en el siguiente flujograma.

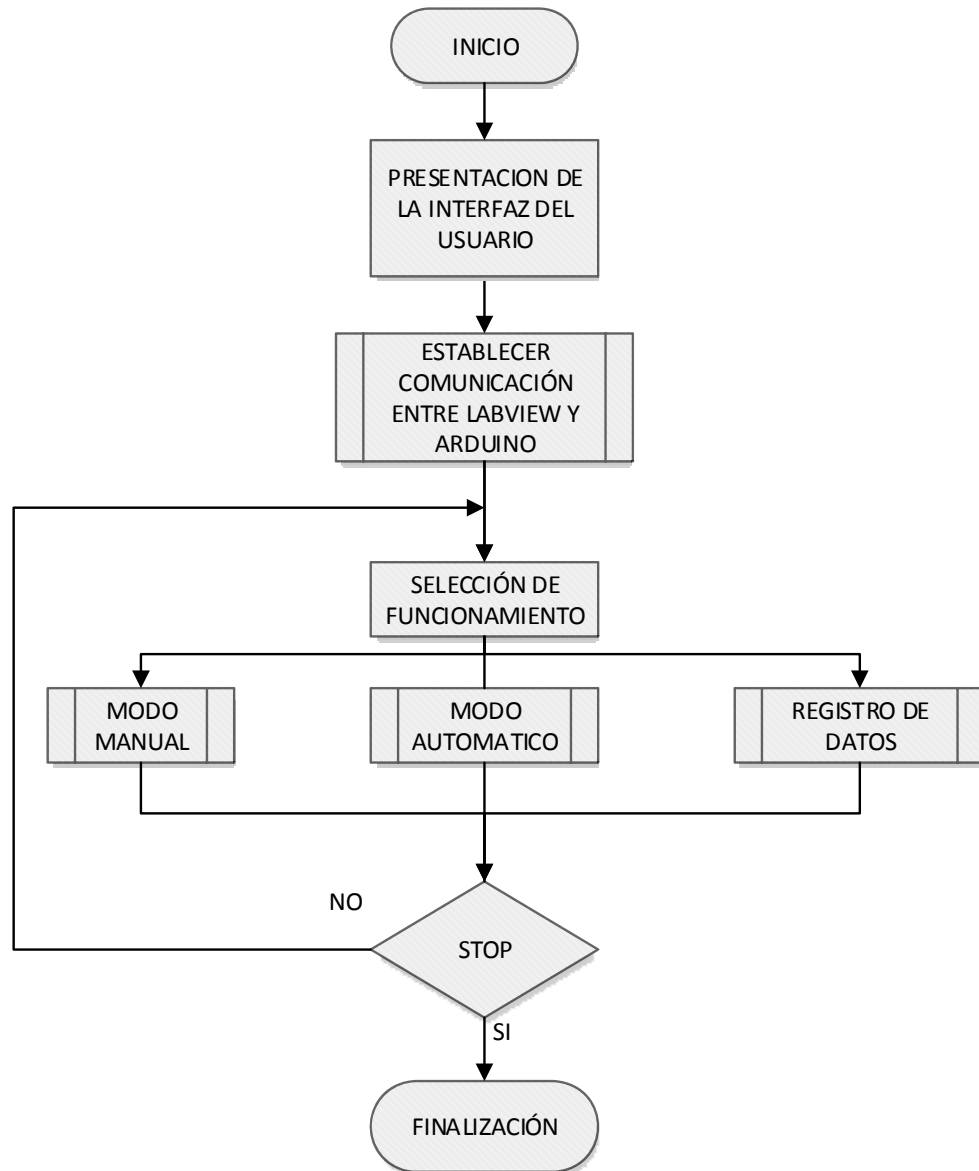


Figura 99. Diagrama de flujo: Proceso general

4.3.5.4.1 ESTABLECIMIENTO DE COMUNICACIÓN ENTRE LABVIEW Y ARDUINO

Para este procedimiento se ha traducido en un diagrama de flujo como se muestra en la siguiente figura.

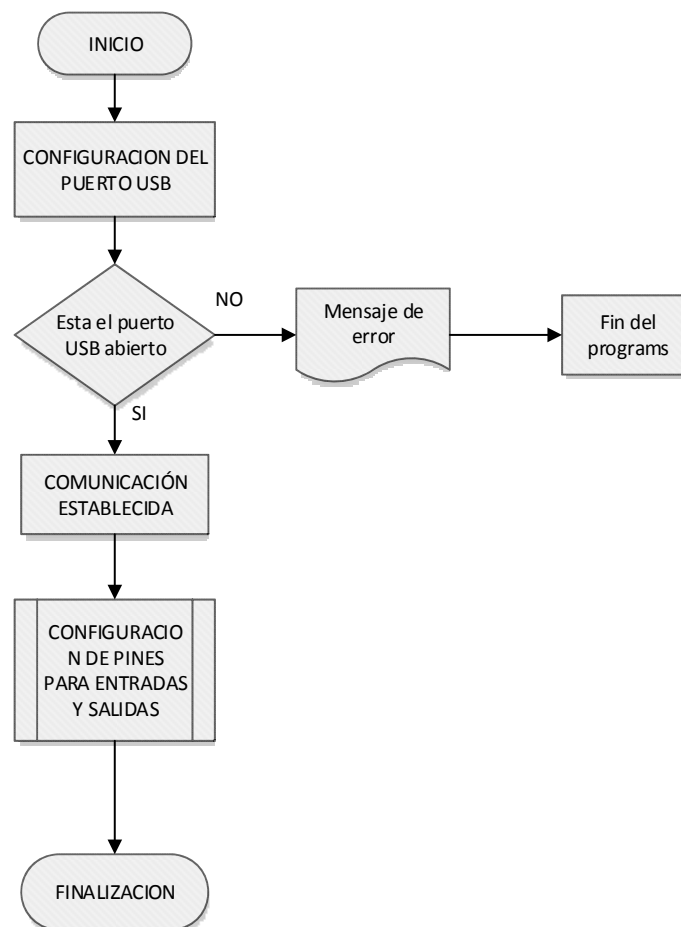


Figura 100. Diagrama de Flujo. Comunicación entre LabVIEW y Arduino

Como se muestra en el diagrama de flujo anterior es necesario que en la programación se establezca, que puerto se va a utilizar para la comunicación y posteriormente LabVIEW verificara con el bloque “VI Init” si el puerto ingresado es el correcto, caso contrario de que el puerto no es el correcto LabVIEW presentara un mensaje indicando de que se debe corregir el puerto y finalizara la ejecución de la interfaz.

4.3.5.4.2 SELECCIÓN DE FUNCIONAMIENTO

El usuario tendrá tres pestañas las cuales puede elegir según los requerimientos que considere necesarios para realizar la rehabilitación. Para los dos modos de funcionamiento del rehabilitador se restringirá para que si uno de ellos está en ejecución el otro no sea posible de utilizar. Con el objetivo de alcanzar lo anteriormente expresado se utilizara la propiedad de deshabilitar los elementos existentes en el diafragma de control.

4.3.5.4.3 PROGRAMACIÓN: MODO MANUAL

Para este modo manual se realizara algunos procesos como se muestra en el siguiente flujograma.

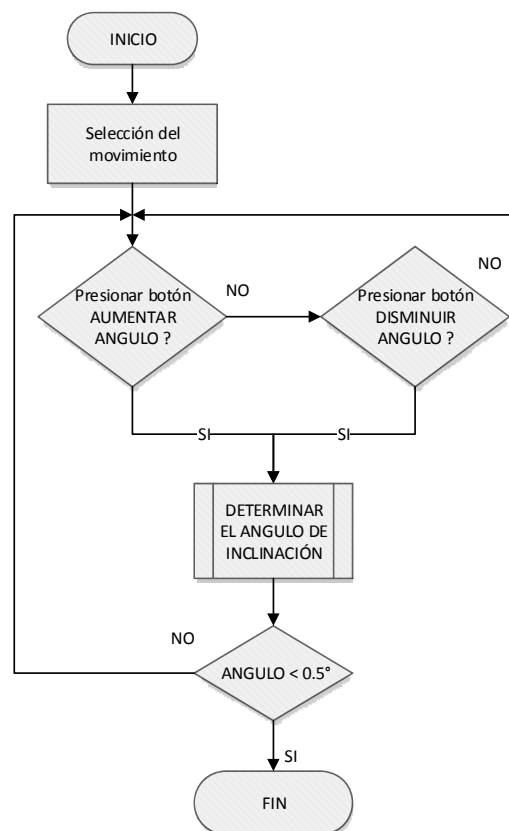


Figura 101. Diagrama de Flujo. Modo Manual

Como se observa en anterior flujograma mientras el ángulo de rehabilitación sea menor a 0.5° no se podrá salir del modo manual o realizar otro movimiento.

4.3.5.4.4 DETERMINAR EL ÁNGULO DE INCLINACIÓN.

Para determinar el ángulo de inclinación se utilizaran las ecuaciones Ec. 10 y Ec. 11 las que se obtuvieron anteriormente. Igualmente para obtener el ángulo de inclinación se presenta el siguiente flujograma.

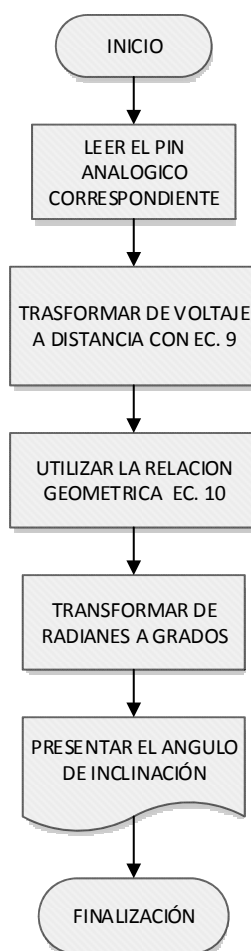


Figura 102. Diagrama de Flujo. Angulo de inclinación.

Dependiendo del movimiento que será seleccionado se realizara la lectura del sensor correspondiente al actuador lineal que este asignado para actuar en determinado movimiento.

4.3.5.4.5 PROGRAMACIÓN: MODO AUTOMÁTICO

Para este modo automático se realizara algunos procesos como se muestra en el siguiente flujograma.

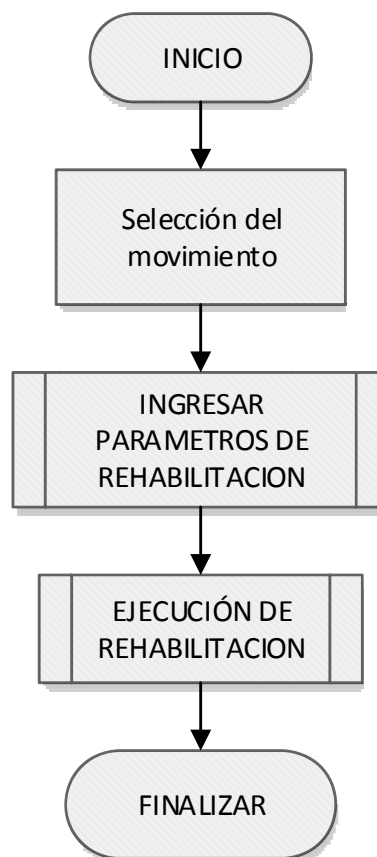


Figura 103. Diagrama de Flujo. Modo Automático

4.3.5.4.5.1 INGRESAR PARÁMETROS DE REHABILITACIÓN

Para el ingreso de los parámetros se presenta el siguiente diagrama de flujo

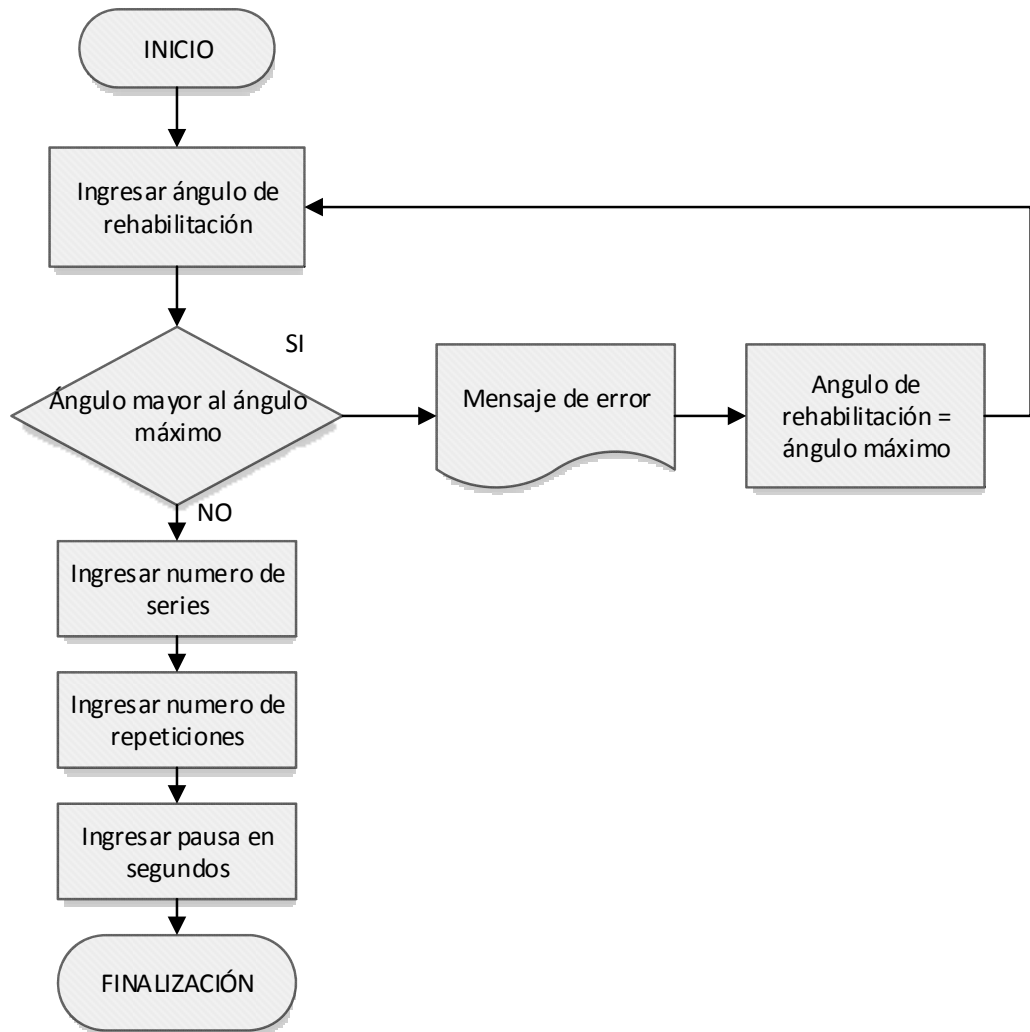


Figura 104. Diagrama de Flujo. Ingreso de datos

4.3.5.4.5.2 EJECUCIÓN DE REHABILITACIÓN

En el proceso de rehabilitación es necesario tomar en cuenta que será automático este proceso. Para sintetizar el proceso se realizó el siguiente diagrama de flujo

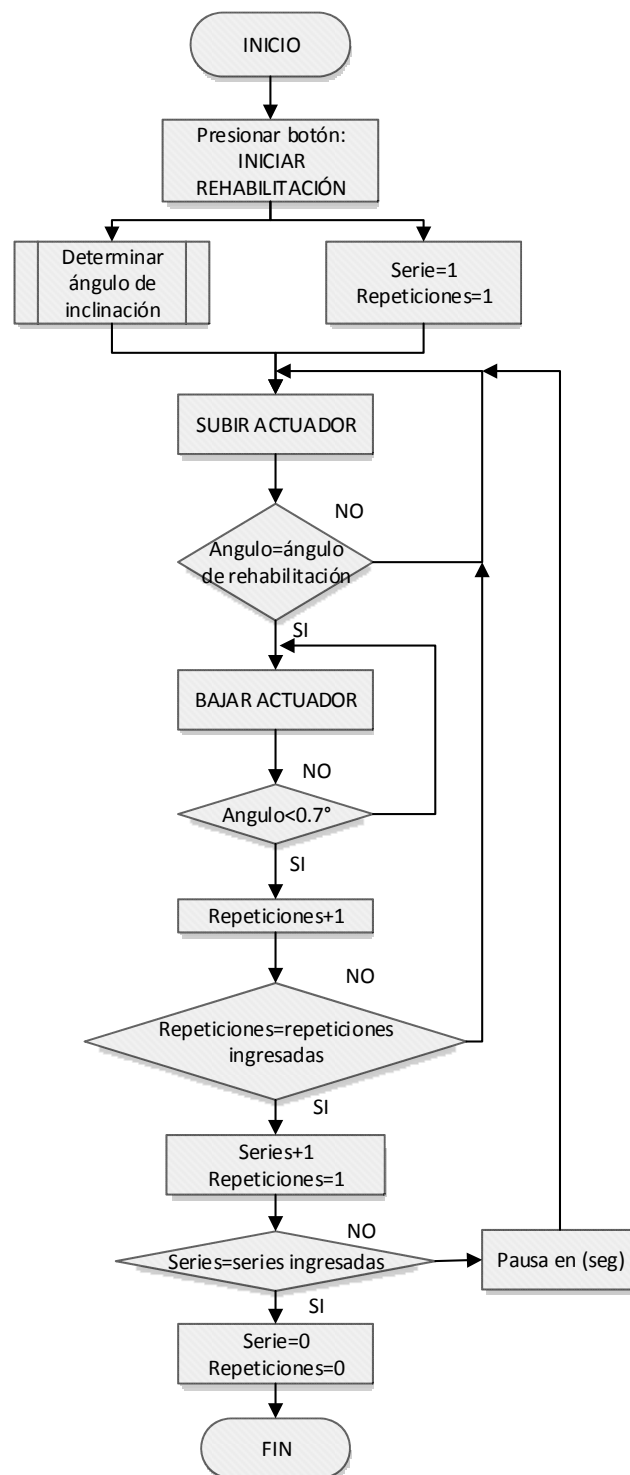


Figura 105. Diagrama de Flujo. Proceso de rehabilitación

En caso de ocurrir inconvenientes se tendrá dos botones de emergencia los cuales se pueden ejecutar en cualquier momento dentro de la rehabilitación:

- Detener
- Paro de emergencia

4.3.5.4.5.3 DETENCIÓN DE LA REHABILITACIÓN

El switch DETENER permitirá parar la rehabilitación pero es posible reanudar la rehabilitación donde se quedó al desactivar el switch DETENER. Para este procedimiento se realizó el siguiente diagrama de flujo.

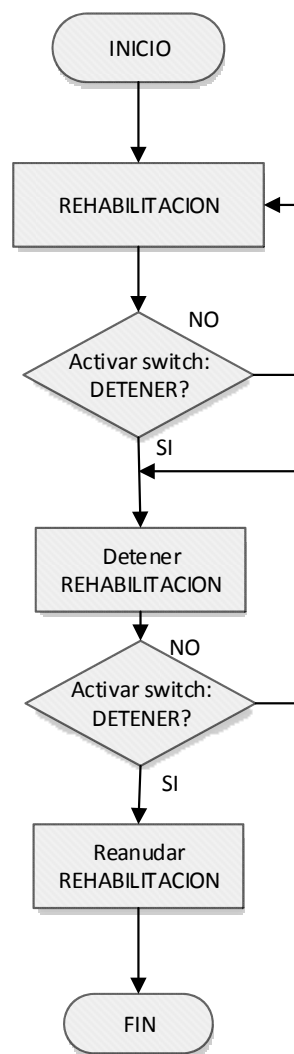


Figura 106. Diagrama de Flujo. Detención de la rehabilitación

4.3.5.4.5.4 PARO DE EMERGENCIA

El paro de emergencia detiene la rehabilitación pero es posible de reanudar dentro del programa, se habilitara el botón de RESETEO que permitirá volver a la posición original al rehabilitador. Para una mayor comprensión se presenta el siguiente flujograma.

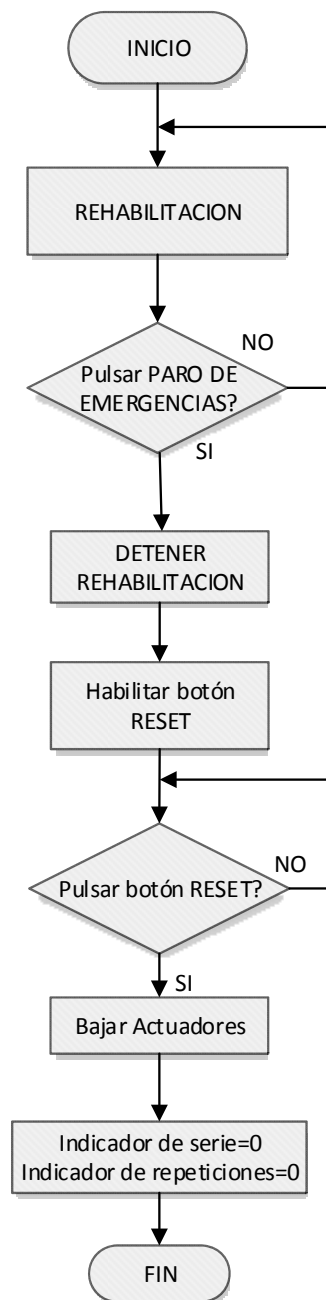


Figura 107. Diagrama de Flujo. Paro de emergencia

4.3.5.4.6 PROGRAMACIÓN: REGISTRO DE DATOS

Para el registro de datos se realizó los siguientes procedimientos mostrados en el siguiente diagrama de flujo.

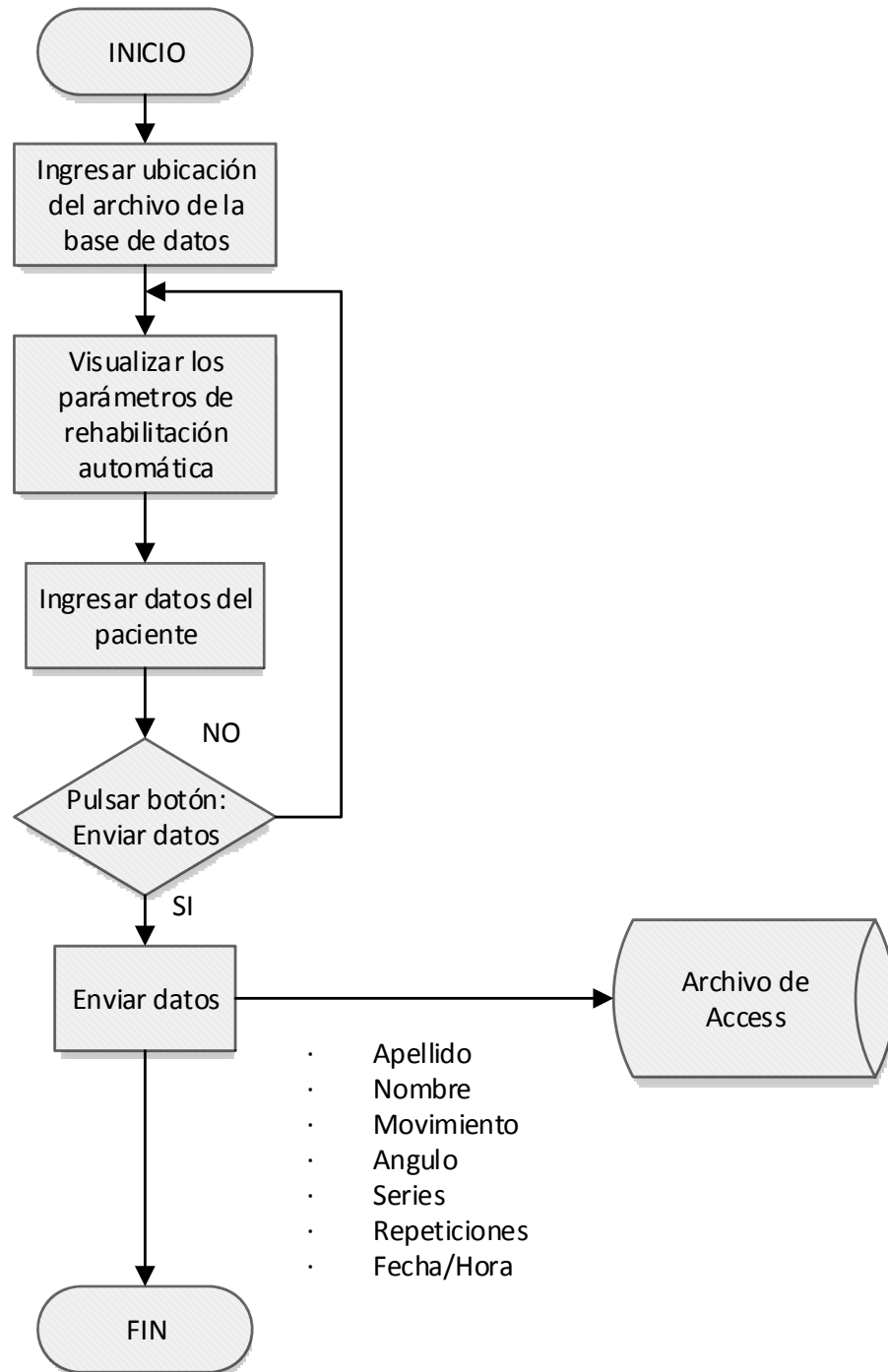


Figura 108. Diagrama de Flujo. Registro de datos

4.3.6 DESARROLLO DEL PROGRAMA

En esta sección se implementará en LabVIEW la estructura de todo lo que se planteó en el anterior literal.

La programación para la interfaz gráfica con el usuario estará conformada de las siguientes partes:

- **Un panel de control.-** En esta parte del programa el fisioterapeuta tendrá los controles e indicadores necesarios que permitan establecer los parámetros de rehabilitación que realizará el paciente.
- **Un diagrama de bloques.-** En sí, esta parte del programa es donde se realizara la programación respectiva y que permitirá el proceso adecuado de rehabilitación en los pacientes.

4.3.6.1 COMUNICACIÓN ENTRE COMPUTADORA Y LABVIEW

La comunicación entre el computador y el programa LabVIEW funcionará como se menciona en el Anexo A5.

La información del desplazamiento de los tres actuadores con sus respectivos sensores serán recolectados con la tarjeta Arduino mediante una etapa de acondicionamiento de señal. Además el Arduino tendrá la función de girar e invertir el giro de los motores a través del puente H. Por lo que la tarjeta Arduino solamente funcionara como enlace entre los sensores y motores con la computadora, ya que dentro del Arduino no se programara ningún ámbito relacionado con la programación de la rehabilitación, sino su única función será enviar y recibir información mediante el estándar de comunicación serial USB, el cual ya viene incluido en la tarjeta Arduino.

En la figura de abajo se presentará la comunicación de los sensores y motores, mediante la placa Arduino con el computador.

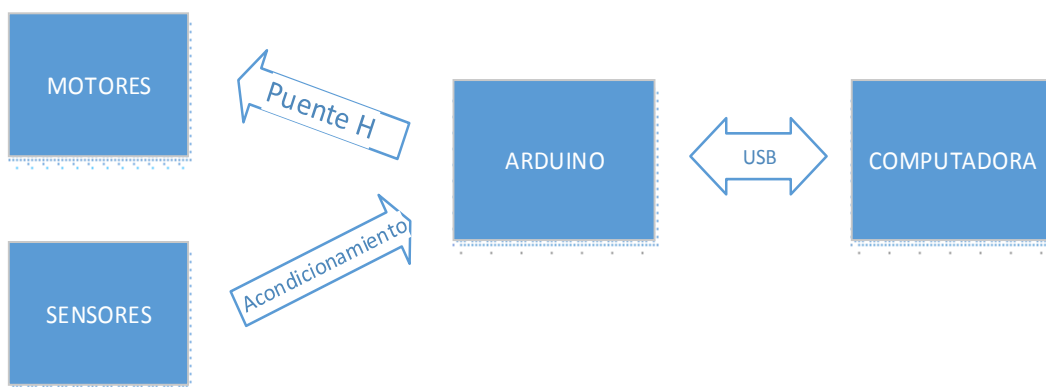


Figura 109. Comunicación entre computadora y LabVIEW

Para iniciar la comunicación, se debe agregar el VI Init que es un bloque dentro de la librería Arduino en LabVIEW que permite inicializar la comunicación, donde se deben configurar los parámetros como se muestra en la Figura 110 y de acuerdo a la tabla:

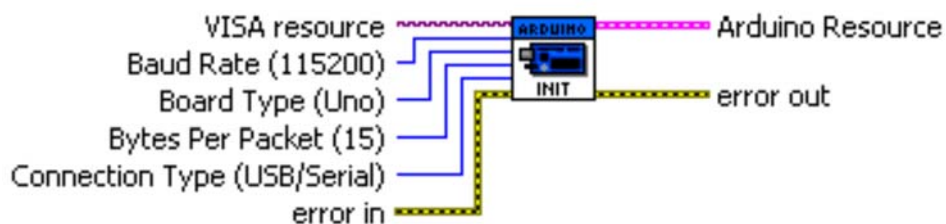


Figura 110. Comunicación gráfica "VI Init"

Tabla 13.

Parámetros de configuración

Parámetro	Valor
Puerto de comunicación	COM 3
Tipo de tarjeta Arduino	Arduino Mega 2560 R3

En la Figura 110 se muestra en paréntesis los valores por default y para realizar la comunicación solamente de debe configurar otros dos parámetros que son el VISA resource y el Board Type.

4.4 INTERFAZ HOMBRE MÁQUINA (HMI)

En este numeral se detallara lo elementos que conforman el HMI

4.4.1 PANEL DE CONTROL

La parte del panel de control o en esencia la interfaz gráfica del programa constara de controles tales como botones o ingresos de texto, también existiran indicadores de luz los cuales mostrarán el estado actual de prototipo rehabilitador.

Como se mencionó anteriormente existirán tres modos de operación, por lo que se estructurará 3 pestañas con TabControl nombrados de la siguiente manera:

- Manual
- Automático
- Registro de datos

4.4.1.1 MANUAL

Esta pestaña del TabControl constara de los siguientes elementos:

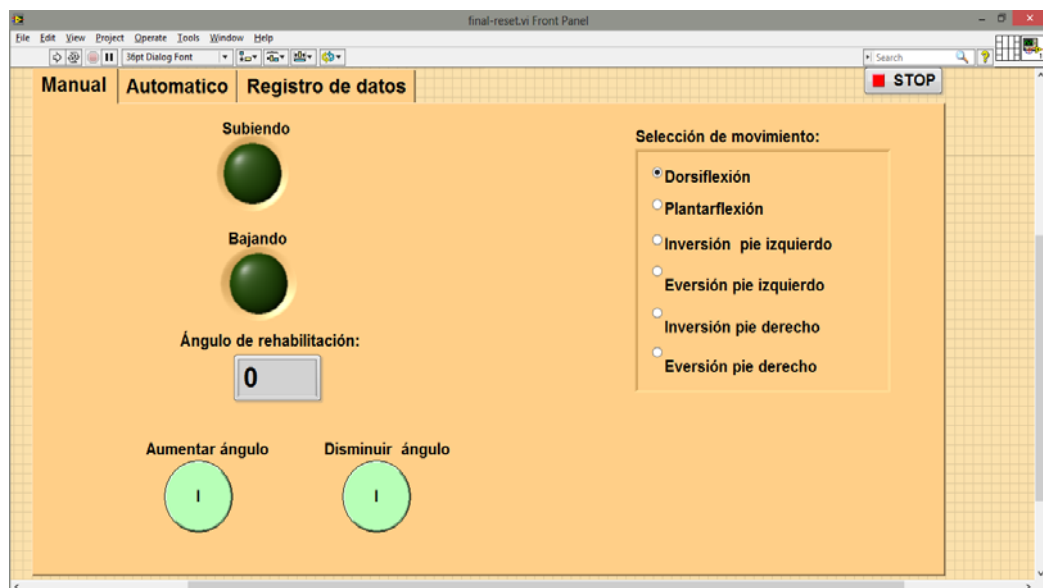


Figura 111. HMI Modo Manual

- **Selección de movimiento.-** El operador o fisioterapeuta tendrá un conjunto de movimientos para realizar.

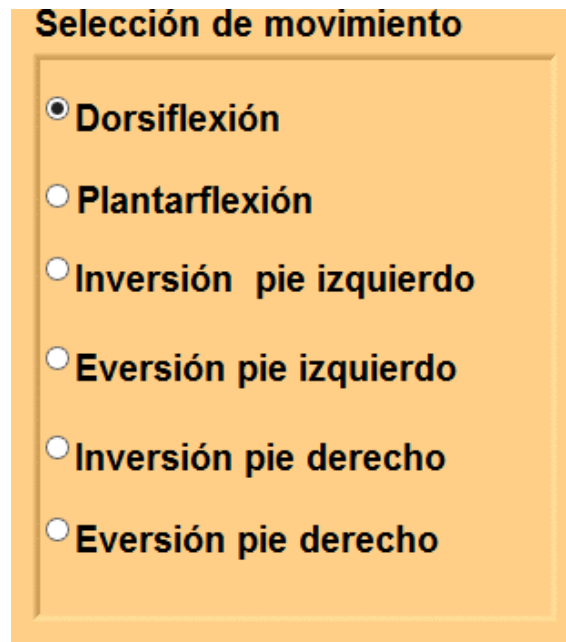


Figura 112. Selección de movimiento modo manual

- **Indicador de luz.-** Existirán dos indicadores los cuales mostraran el estado del rehabilitador ya sea subiendo o bajando



Figura 113. Indicador de luz

- **Angulo de rehabilitación.-** Este indicador mostrara el ángulo de inclinación en tiempo real de la plataforma móvil.

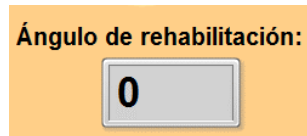


Figura 114. Selección de movimiento

- **Botones.-** Tendrá este modo de manejo dos pulsadores, los cuales permitirá aumentar o disminuir el ángulo de rehabilitación.

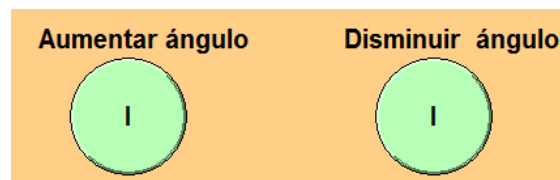


Figura 115. Botones de manipulación del ángulo de rehabilitación

4.4.1.2 AUTOMÁTICO

Esta otra pestaña del TabControl constaran los siguientes elementos:

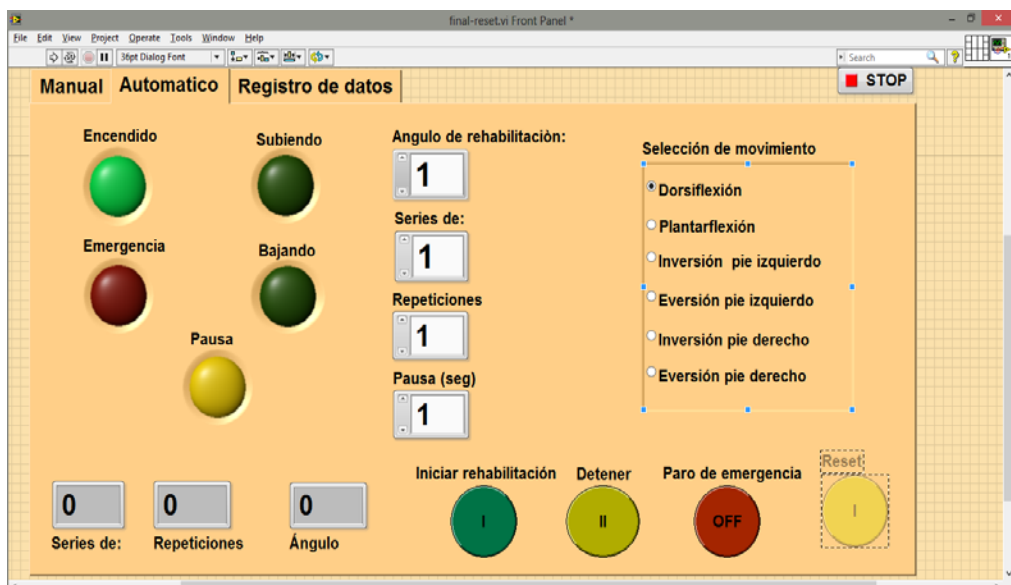


Figura 116. HMI Modo Automático

- **Selección de movimiento.-** El operador o fisioterapeuta tendrá un conjunto de movimientos para realizar.

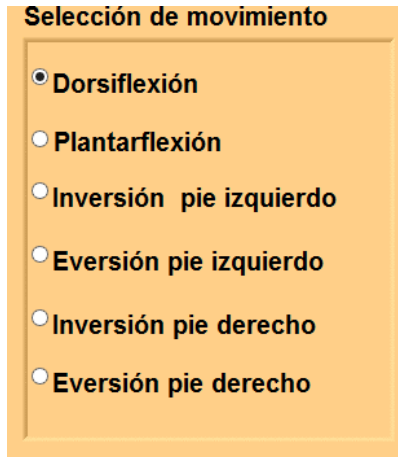


Figura 117. Selección de movimiento modo automático

- **Indicadores de luz.-** Existirán dos indicadores los cuales mostraran el estado del rehabilitador ya sea subiendo o bajando. Además un indicador de encendido el cual indicara que la maquina está en operación, indicador de emergencia se encenderán si es pulsado el botón de emergencia y el indicador pausa dirá si la maquina esta pausada.



Figura 118. Indicadores de luz

- **Ingreso de parámetros de la rehabilitación.-** como se mencionó en el numeral 4.3.5.3.2 los criterios para la rehabilitación serán: ángulo de rehabilitación, series, repeticiones y pausa, los que serán ingresados por el fisioterapeuta



Figura 119. Ingreso de parámetros de rehabilitación.

- **Botones.-** Para el control del modo automático se tendrá cuatro botones los cuales dentro del numeral 4.3.5.3.2 se detallaron sus funciones en el proceso de rehabilitación automática.



Figura 120. Botones de control en el modo automático

- **Indicadores de datos.-** Estos indicadores mostrarán el ángulo de rehabilitación, serie que se esté realizando y el número de repetición del movimiento en ese momento.



Figura 121. Indicador del estado de rehabilitación

4.4.1.3 REGISTRO DE DATOS

Esta tercera pestaña del TabControl constara de los siguientes elementos:

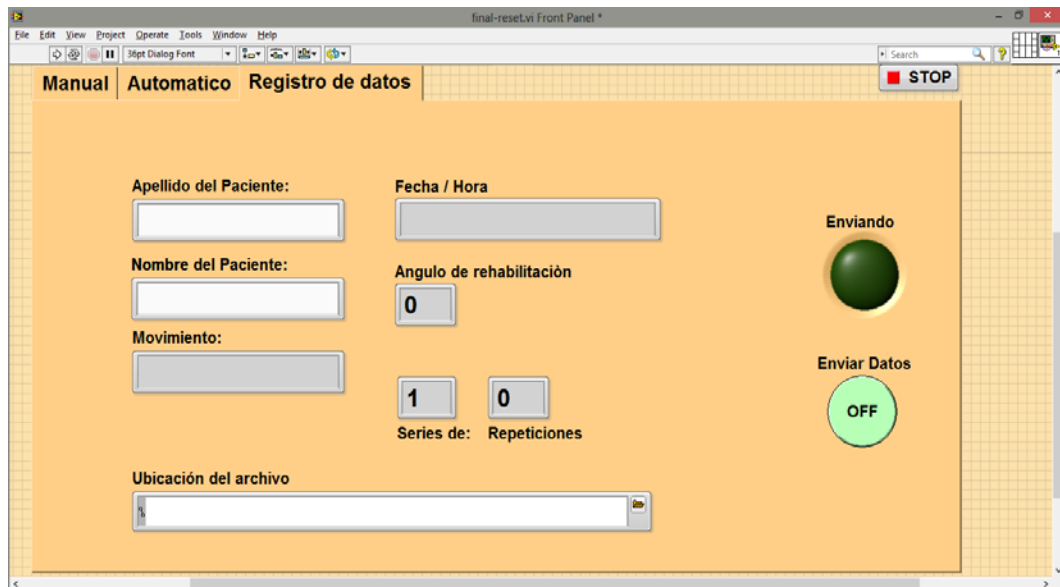


Figura 122. HMI Registro de Datos

- **Ingreso de los datos del paciente.-** Son cuadros de texto donde se ingresarán los datos del paciente

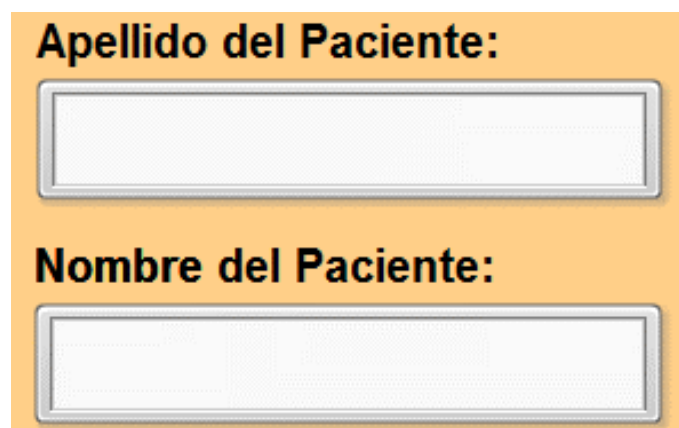


Figura 123. Ingreso de datos del paciente

- **Indicadores de datos.**- Estos indicadores mostraran los parámetros ingresados en el modo automático y que serán enviados a la base de datos

Figura 124. Indicadores de datos

- **Envío de datos.**- Para el envío de datos a la base de datos Microsoft Access se utilizara un botón y un indicador del envío de los mismos.



Figura 125. Elementos para el envío de datos

- **Ubicación de la base datos.**- Aquí se ingresara la dirección del archivo de la base de datos Microsoft Access.

Figura 126. Ubicación del archivo de la base datos.

4.5 DIAGRAMAS DE BLOQUES LABVIEW

Partiendo del literal anterior, se debe realizar la programación de los bloques de LabVIEW relacionando los bloques con los elementos del HMI de acuerdo a la programación hecha en diagramas de flujo en el literal 4.3.5.4

En el siguiente numeral se detallan los bloques de programación empleados en este proyecto.

4.5.1 BLOQUES DE PROGRAMACIÓN

Los bloques de programación que se utilizaran durante la programación son los siguientes:

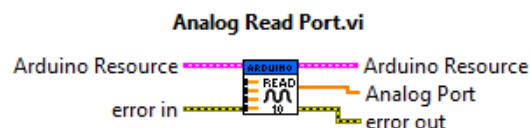
- Módulo de Inicio de la tarjeta Arduino



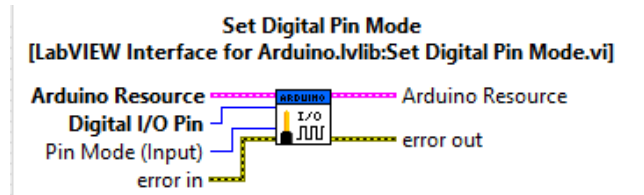
- Módulo de cierre de la conexión con el puerto



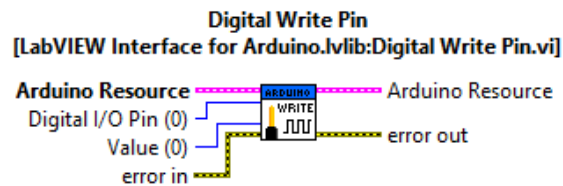
- **Lectura del puerto analógico.-** Devuelve el valor leído en el Puerto Analógico



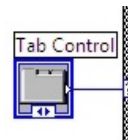
- **Configuración de un PIN digital como Entrada o salida.-** Los parámetros de entrada serán el número de puerto y el modo de trabajo (I/O).



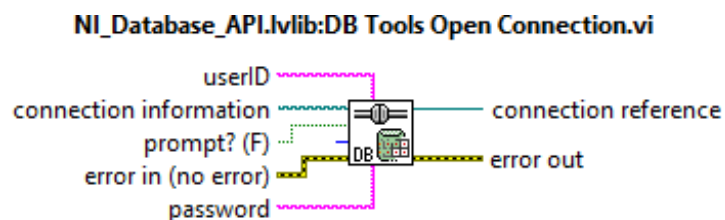
- **Escritura en PIN Digital.-** Escribe un valor digital (0 o 1) “Value”, en el Pin indicado en “Digital I/O Pin”



- **Tab Control.-** Es un contenedor que permite agregar pestañas en la pantalla de control, a manera de ventanas.

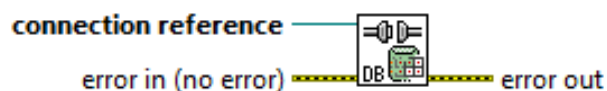


- **DB Tools Open Connection.-** Abre la conexión de base de datos Microsoft Access usando la ruta de la información de conexión y devuelve una referencia de conexión

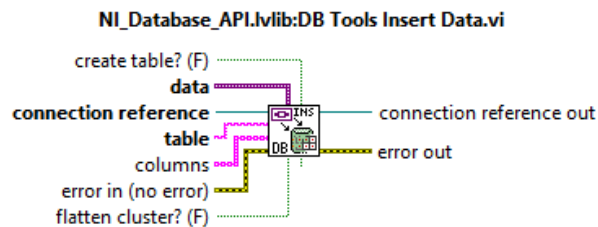


- **DB Tools Close Connection.-** Cierra la conexión de base de datos Microsoft Access mediante la destrucción de su referencia de conexión asociada.

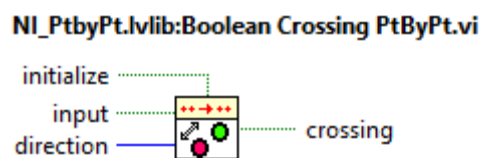
NI_Database_API.lvlib:DB Tools Close Connection.vi



- **DB Tools Insert Data.-** Inserta una nueva fila en la tabla en la base de datos identificado por la referencia de conexión.



- **Boolean Crossing.** Detecta las transiciones de la señal de entrada. Usted puede elegir una de las siguientes direcciones:, verdadero-falso o verdadero -falso



Este bloque es muy importante ya que permitirá detectar los estados de subir o bajar de los actuadores lineales y así realizar un conteo de los mismos. Es importante configurar la variable **initialize** como una constante TRUE ya que permitirá habilitar el VI de Boolean Crossing.

En las siguientes figuras se mostrarán la programación de los diagramas de flujo 4.3.5.4 traducidos a diagrama de bloque de cada uno de los modos del HMI (Anexo A7).

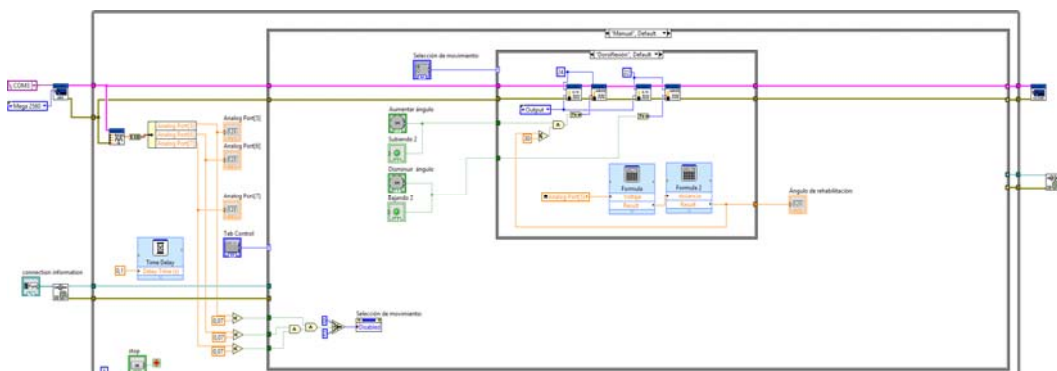


Figura 127. Diagrama de bloques Modo Manual

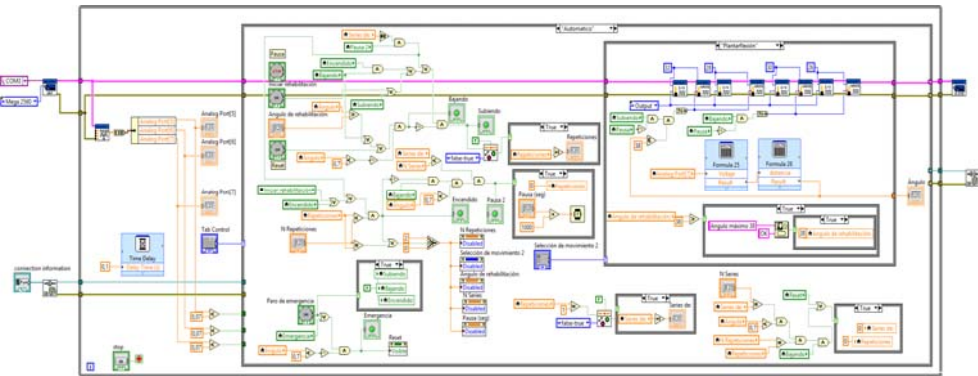


Figura 128. Diagrama de bloques Modo Automático

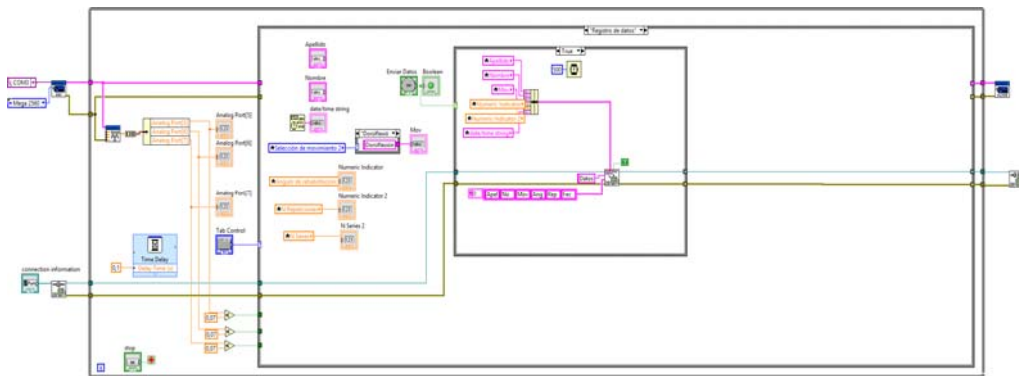


Figura 129. Diagrama de bloques Registro de datos

CAPÍTULO 5

IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

La presente sección dividida como se muestra en la Figura 130, proporcionará al lector una idea más clara acerca del proceso de montaje del rehabilitador y las pruebas que avalan su funcionamiento.

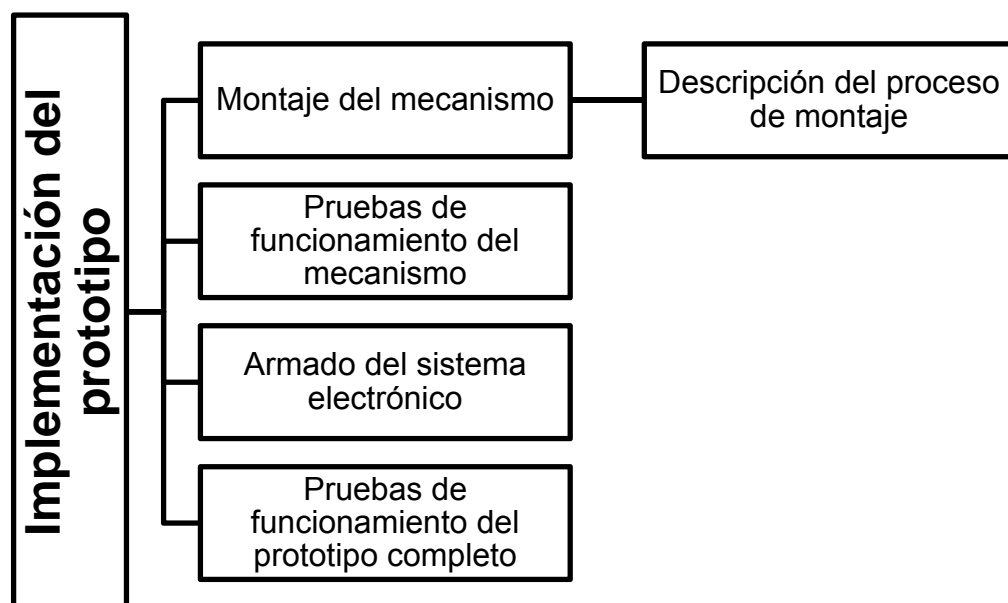


Figura 130. Organizador gráfico del capítulo

5.1 MONTAJE DEL MECANISMO

En esta sección se mostrará paso por paso el armado y pruebas del sistema mecánico del rehabilitador.

5.1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE MONTAJE

El trabajo de montaje del prototipo consiste en la instalación completa y de acuerdo con lo indicado en esta especificación, se detallan los componentes en la siguiente tabla.

Tabla 14.

Lista de piezas para montaje

Pieza	Cantidad
Actuador lineal eléctrico	3
Base fija	1
Platina	3
Base móvil	1
Uniones esféricas	3
Base del pie	1
Caja de control y potencia	1
Tornillo Allen ¼"x 1½"	3
Tornillo Allen ¼"x 2"	3
Tuerca ¼"	7
Tuerca 5/16"	3



Figura 131. Actuadores lineales eléctricos



Figura 134. Uniones esféricas



Figura 132. Base fija



Figura 135. Base del pie

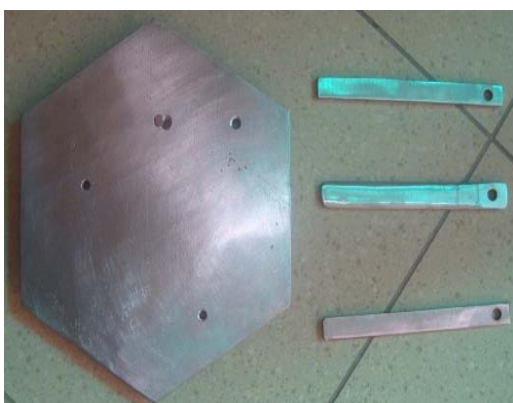


Figura 133. Base móvil y platinas



Figura 136. Caja de control y potencia

En este punto se mostrará el proceso de ensamblado, mostrando cada uno de los componentes de la máquina en sus respectivas posiciones.

En la base fija se anclan los actuadores en cada una de las ranuras que se encuentran entre sí a 120° y se fijarán a través de un tornillo de $\frac{1}{4}$ " por 2" pasante que se asegurara con su respectiva tuerca del otro lado.



Figura 137. Base fija y actuadores



Figura 138. Anclaje de actuador a base fija

Ahora se instalarán las uniones esféricas una vez armadas y engrasadas adecuadamente, las uniones esféricas van instaladas en la parte superior de

los actuadores con un tornillo de $\frac{1}{4}$ " por $1\frac{1}{2}$ " pasante que se asegura con su tuerca respectiva.



Figura 139. Anclaje y aseguramiento de unión esférica

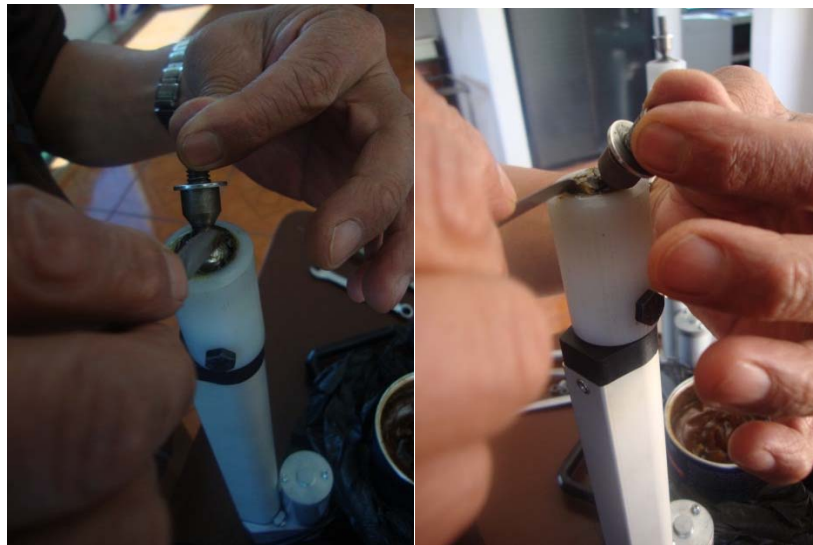


Figura 140. Engrasado de unión esférica

Para la base móvil se coloca cada platina alineada con su respectiva canaleta de deslizamiento como se muestra en la figura



Figura 141 Posición de platinas en base fija

Las platinas se unen a las uniones esféricas que son aseguradas a su vez con una tuerca y una rodela



Figura 142. Platina asegurada



Figura 143. Posición de platina, unión esférica y actuador

En la siguiente figura se presenta el ensamble de la base fija y base móvil con sus respectivos componentes



Figura 144. Ensamble base fija y base móvil

Ahora se ensamblará la base de pie sobre la base móvil haciendo coincidir los tornillos en los agujeros



Figura 145. Base de pie y base móvil

Finalmente se ubica la caja de control y potencia sobre la base fija y se asegura aplicando silicón caliente en la base de la caja



Figura 146. Colocación de base fija sobre base móvil

En la siguiente figura se presenta el prototipo armado para realizar las pruebas de funcionamiento



Figura 147. Prototipo armado

5.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO

En este numeral se verificará que el mecanismo del prototipo rehabilitador cumpla con los parámetros geométricos establecidos anteriormente en el numeral 4.1.3 por lo que se lo evaluará con el siguiente procedimiento.

- Se probará que la base móvil alcance el ángulo máximo diseñado que en este caso será de 38° haciendo funcionar a cada actuador individualmente, teniendo en cuenta aspectos importantes tales como movilidad, desplazamientos de los actuadores con respecto a la base fija y ángulos de inclinación en las uniones esféricas, se tomara en cuenta la asignación de números a los actuadores como se muestra en la siguiente figura.

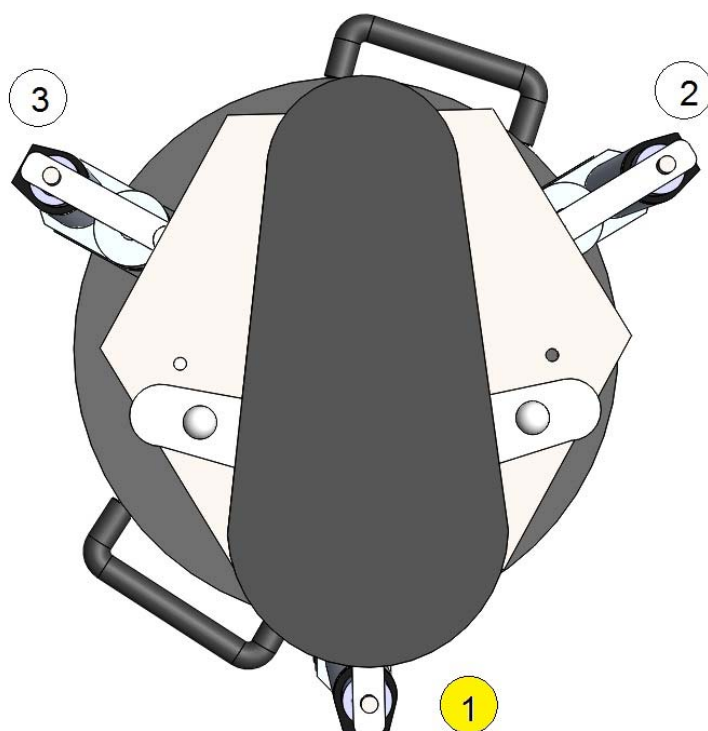


Figura 148. Asignación numeral de los actuadores para pruebas

Las pruebas para cada actuador se detallan a continuación.

Tabla 15.

Pruebas para actuador 1

	MOVILIDAD	DESPLAZAMIENTO CON RESPECTO A LA BASE FIJA	INCLINACIÓN DE UNIONES ESFÉRICAS
10°	OK	Ninguno	OK
20°	Presenta fricción	Ninguno	OK
30°	Presenta fricción	Ninguno	OK
38°	Presenta dificultades	Mínimo	OK

Tabla 16.

Pruebas para actuador 2

	MOVILIDAD	DESPLAZAMIENTO CON RESPECTO A LA BASE FIJA	INCLINACIÓN DE UNIONES ESFERICAS
10°	OK	Ninguno	OK
20°	Presenta fricción	Ninguno	OK
30°	Presenta fricción	Ninguno	OK
38°	Presenta fricción	Mínimo	OK

Tabla 17.

Pruebas actuador 3

	MOVILIDAD	DESPLAZAMIENTO CON RESPECTO A LA BASE FIJA	INCLINACIÓN DE UNIONES ESFERICAS
10°	OK	Ninguno	OK
20°	OK	Mínimo	OK
30°	Presenta fricción	Mínimo	OK
38°	Presenta fricción	Mínimo	OK

De acuerdo con los resultados obtenidos de las tablas, la movilidad del mecanismo presenta problemas de fricción entre la platina y su corredera por lo que se recomienda lubricar los elementos con grasa blanca que se utiliza para bicicletas como se muestra.



Figura 149. Lubricación de elementos

Los desplazamientos del actuador con respecto a la base fija son mínimos pero por motivos de seguridad se aplicó masilla para auto para asegurar la fijación de los mismos a la base fija, teniendo mayor consideración al actuador #3 donde presentó mayor desplazamiento de acuerdo con la tabla.



Figura 150. Aplicación de masilla

Las inclinaciones de las uniones esféricas funcionan correctamente considerando que para su montaje estas ya fueron engrasadas como se muestra en la Figura 140.

5.3 ARMADO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

El armado del sistema electrónico se llevara a cabo sobre una placa manufacturada de fibra de vidrio con acabado profesional; el proceso de soldadura de los componentes se lo realizará de acuerdo al diseño realizado en el programa Proteus en el punto 4.2.3 Figura 88

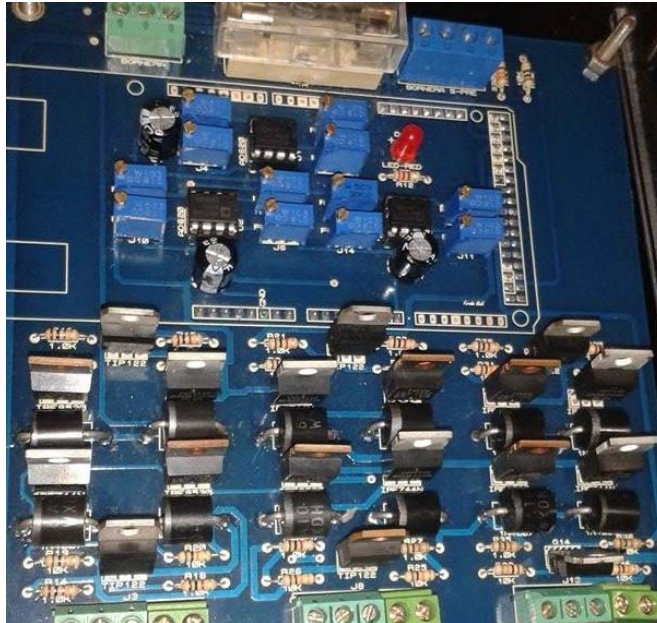


Figura 151. Soldadura de componentes de acuerdo con el diseño Proteus

La placa y la fuente de alimentación se ubicaran dentro de la caja de control y potencia como se muestra en la figura



Figura 152. Caja de control y potencia

Los cables de los actuadores se colocaran en la bornera vista de frente, de izquierda a derecha según los colores mostrados

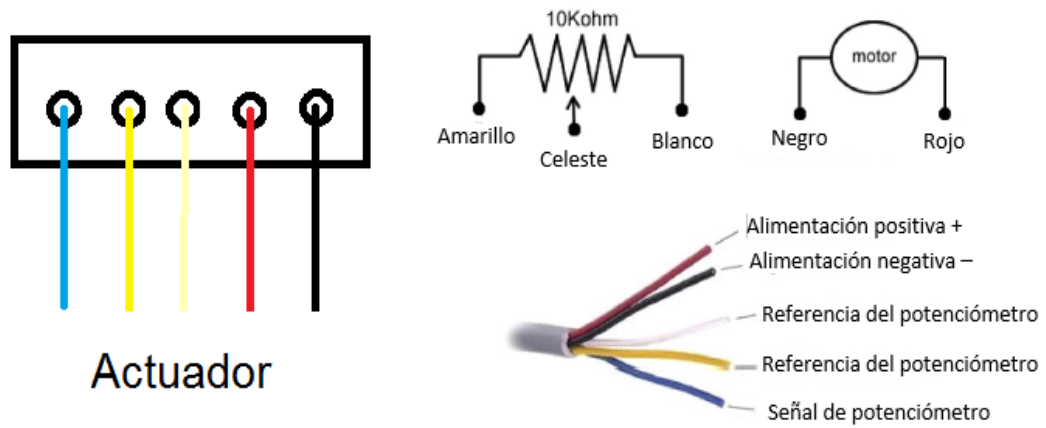


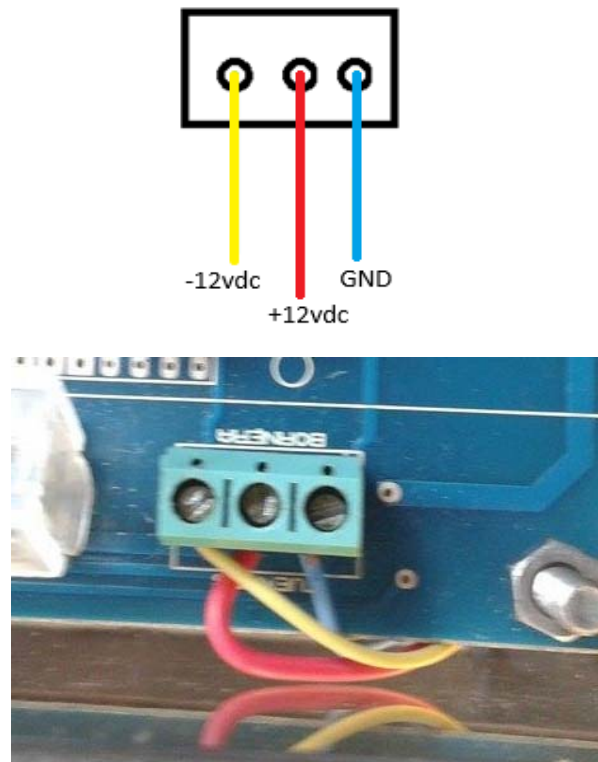
Figura 153. Conexión actuador con bornera de placa

Los actuadores se conectaran de izquierda a derecha con la numeración del uno al tres como se muestra en la figura de abajo.

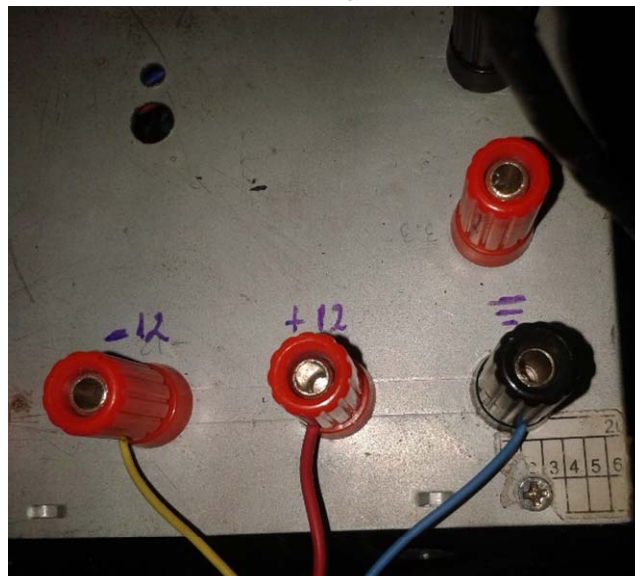


Figura 154. Distribución de los actuadores en la placa electrónica

La placa se conectará con la fuente de alimentación como se muestra en la figura



a



b

Figura 155. (a) Conexión bornera de placa (b) Plugs de conexión en fuente de alimentación

5.4 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO COMPLETO

En este numeral se desarrollaran pruebas que servirán para verificar que el ángulo alcanzado por el prototipo coincide con el ángulo mostrado en la interfaz del usuario.

Para comprobar el ángulo de inclinación de la plataforma móvil se utilizó la aplicación de Android “Angle Meter” que es la más aproximada a la realidad. Las pruebas se realizaron para cada uno de los movimientos planteados en los objetivos con un incremento de 5° hasta llegar a su ángulo máximo permisible mostrado en la Tabla 2; las pruebas realizadas se muestran a continuación.

PRUEBA PARA MOVIMIENTO DORSIFLEXIÓN

Tabla 18.

Pruebas para movimiento Dorsiflexión

Medidor de ángulo (Angle Meter)	Interfaz Usuario
5°	5°
10°	10°
15°	15°
21°	20°
25°	25°
30°	30°



Figura 156. Aplicación Angle Meter movimiento Dorsiflexión



Figura 157. Interfaz de usuario Dorsiflexión

Para el movimiento descrito se comprobó que los valores de la interfaz y de la aplicación medidor de ángulo (Angle Meter) son los mismos por lo que se concluye que a prueba es un éxito ya que el prototipo cumple con lo estipulado.

PRUEBA PARA MOVIMIENTO PLANTARFLEXIÓN

Tabla 19.

Pruebas para movimiento Plantarflexión

Medidor de ángulo (Angle Meter)	Interfaz Usuario
5°	5°
10°	10°
15°	15°
20°	20°
26°	25°
31°	30°
36°	35°
38°	38°

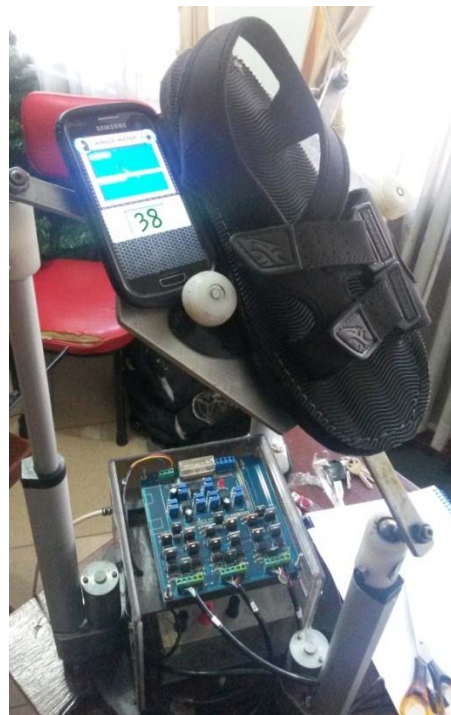


Figura 158. Aplicación Angle Meter movimiento Plantarflexión



Figura 159. Interfaz de usuario Plantarflexión

Para el movimiento descrito se comprobó que los valores de la interfaz y de la aplicación medidor de ángulo (Angle Meter) son similares salvo las últimas pruebas donde hay una variación de 1° en el ángulo medido; pero esto no representa un problema en el proceso de rehabilitación por lo que concluye que la prueba es favorable.

PRUEBA PARA MOVIMIENTO INVERSIÓN PIE DERECHO

Tabla 20.

Pruebas para movimiento Inversión Pie Derecho

Medidor de ángulo (Angle Meter)	Interfaz Usuario
5°	5°
10°	10°
15°	15°
20°	20°
22°	22°

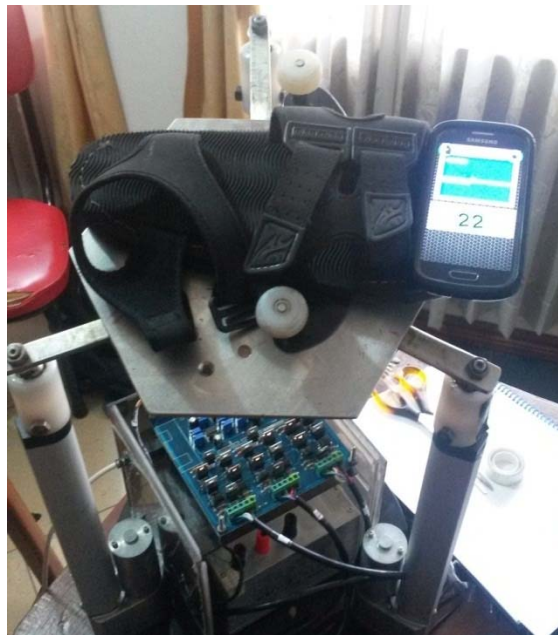


Figura 160. Aplicación Angle Meter para movimiento Inversión Pie Derecho



Figura 161. Interfaz de usuario para movimiento Inversión Pie Derecho

Para el movimiento descrito se comprobó que los valores de la interfaz y de la aplicación medidor de ángulo (Angle Meter) son los mismos por lo que se concluye que la prueba es un éxito ya que el prototipo cumple con lo estipulado.

PRUEBA PARA MOVIMIENTO EVERSIÓN PIE DERECHO

Tabla 21.

Pruebas para movimiento Eversión Pie Derecho

Medidor de ángulo (Angle Meter)	Interfaz Usuario
5°	5°
10°	10°
15°	15°
17°	17°



Figura 162. Aplicación Angle Meter para movimiento Eversión Pie Derecho

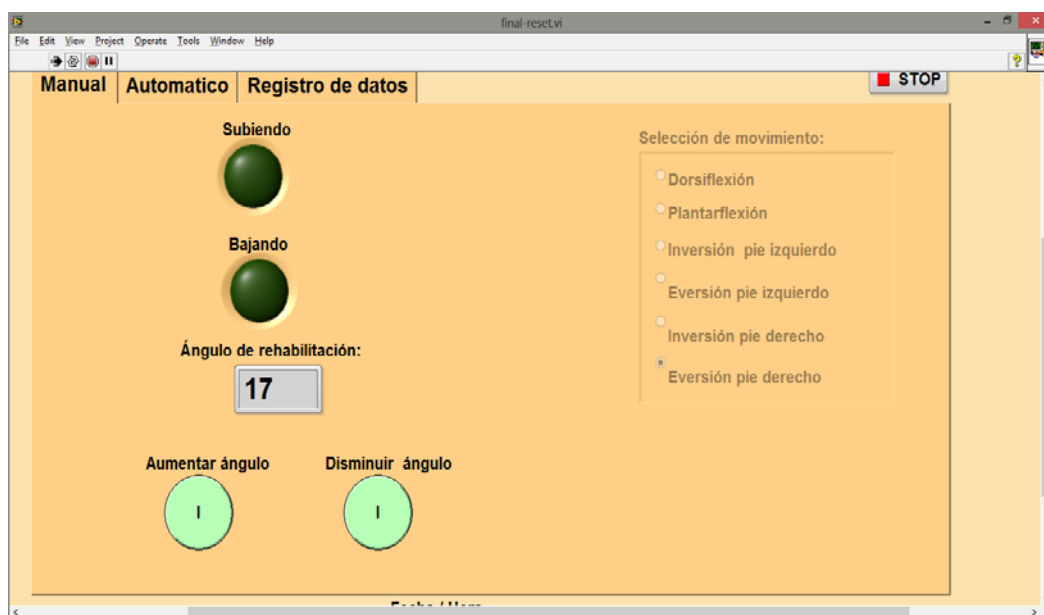


Figura 163. Interfaz de usuario para movimiento Eversión Pie Derecho

Para el movimiento descrito se comprobó que los valores de la interfaz y de la aplicación medidor de ángulo (Angle Meter) son los mismos por lo que se concluye que a prueba es un éxito ya que el prototipo cumple con lo estipulado.

PRUEBA PARA MOVIMIENTO INVERSIÓN PIE IZQUIERDO

Tabla 22.

Pruebas para movimiento Inversión Pie Izquierdo

Medidor de ángulo (Angle Meter)	Interfaz Usuario
5°	5°
10°	10°
15°	15°
20°	20°
22°	22°

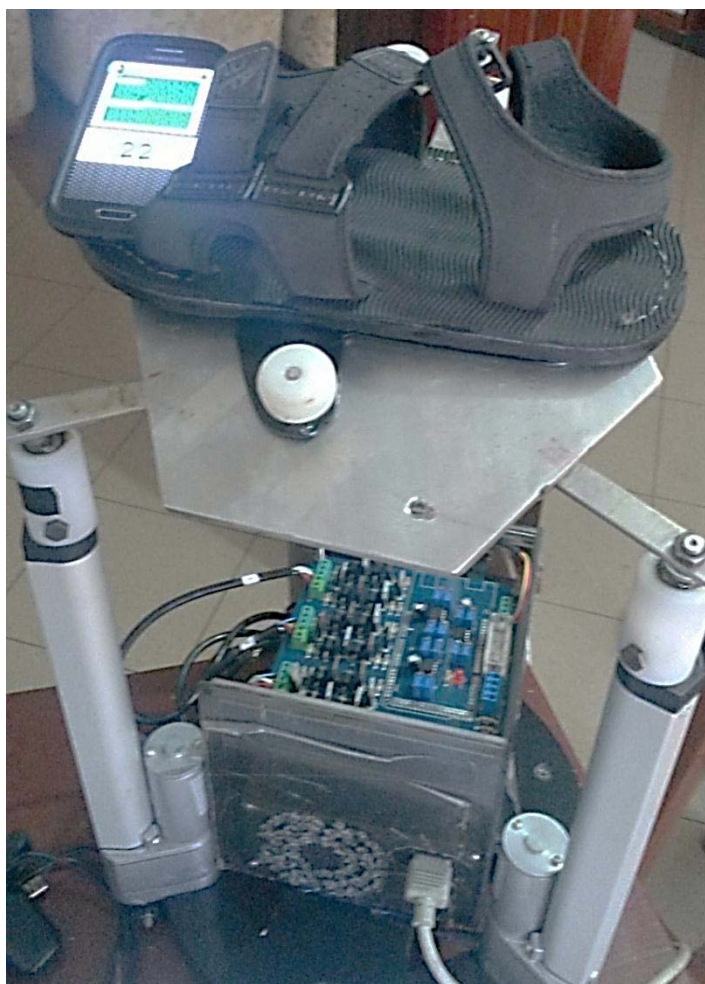


Figura 164. Aplicación Angle Meter para movimiento Inversión Pie Izquierdo



Figura 165. Interfaz de usuario para movimiento Inversión Pie Izquierdo

Para el movimiento descrito se comprobó que los valores de la interfaz y de la aplicación medidor de ángulo (Angle Meter) son los mismos por lo que se concluye que a prueba es un éxito ya que el prototipo cumple con lo estipulado.

PRUEBA PARA MOVIMIENTO EVERSIÓN PIE IZQUIERDO

Tabla 23.

Pruebas para movimiento Eversión Pie Izquierdo

Medidor de ángulo (Angle Meter)	Interfaz Usuario
5°	5°
10°	10°
15°	15°
17°	17°



Figura 166. Aplicación Angle Meter para movimiento Eversión Pie Izquierdo

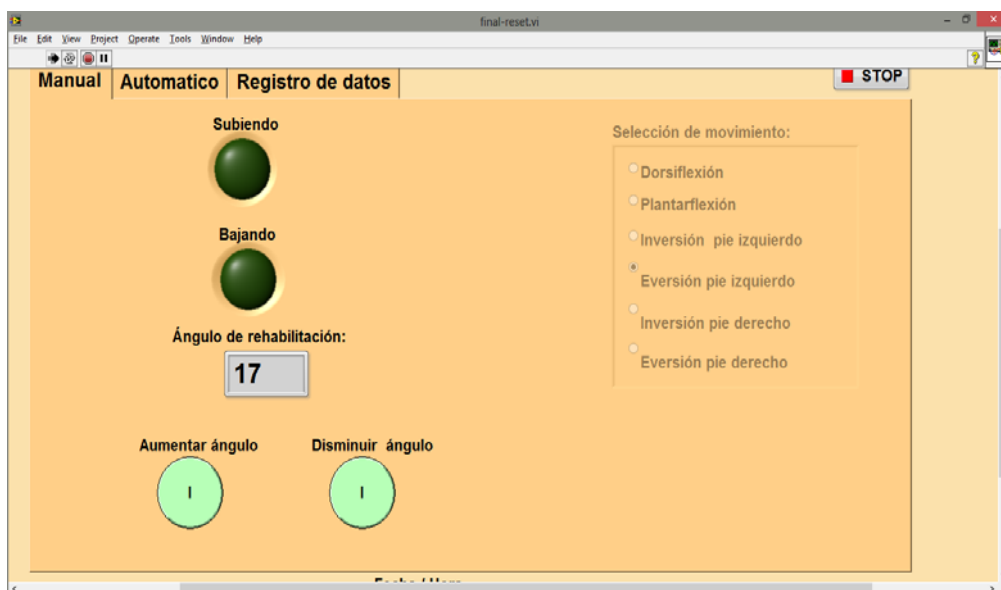


Figura 167. Interfaz de usuario para movimiento Eversión Pie Izquierdo

Para el movimiento descrito se comprobó que los valores de la interfaz y de la aplicación medidor de ángulo (Angle Meter) son los mismos por lo que se concluye de la prueba que el prototipo cumple con lo estipulado.

Además se realizaron 10 pruebas del prototipo con personas que han sufrido esguince de tobillo, las cuales fueron evaluadas por el especialista en fisioterapia y cuyos resultados se presentarán en el Anexo A8. También se realizó una encuesta a los usuarios para averiguar que les pareció el uso del equipo de rehabilitación.

En el Cuadro 14 se muestran los resultados de las encuestas.

Cuadro 14.**Resultados de las encuestas aplicadas a pacientes**

Preguntas	SI	NO
1. Se encuentra satisfecho con el servicio que recibió en la terapia	10	0
2. Fue de ayuda la explicación que el fisioterapeuta le dio sobre el tratamiento a realizar	8	2
3. Se encuentra satisfecho con el tiempo que el fisioterapeuta le dedicó en la consulta	10	0
4. El tiempo de la terapia ha sido el correcto	10	0
5. Las pruebas realizadas al principio de la sesión le causaron molestias	1	9
6. Ha sentido dolor durante la terapia	2	8
7. Siente dolor luego de recibir la terapia	2	8
8. Tuvo usted alguna molestia referente con comodidad y confort mientras usó el equipo	0	10
9. El equipo presentó dificultad en la ejecución de movimientos durante la terapia	1	9
10. El equipo provocó alguna molestia o dolor	2	8
11. Le ha parecido buena la seguridad del equipo, refiriéndose a detener la terapia en caso de emergencia	9	1
12. Cree usted que el equipo puede ayudarle a aliviarse del dolor tras la lesión	10	0
13. Le gusta usar el equipo	10	0
14. Recomendaría a sus amigos y familiares el uso del equipo	10	0



Figura 168. Tabulación pregunta 1

2. Fue de ayuda la explicación que el fisioterapeuta le dio sobre el tratamiento a realizar

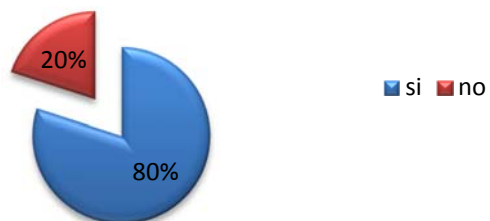


Figura 169. Tabulación pregunta 2

3. Se encuentra satisfecho con el tiempo que el fisioterapeuta le dedicó en la consulta

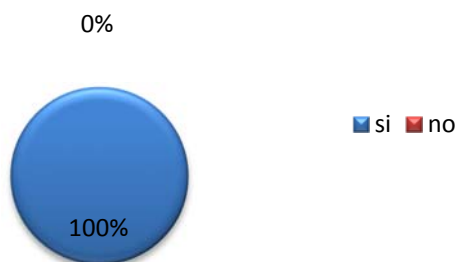


Figura 170. Tabulación pregunta 3

4. El tiempo de la terapia ha sido el correcto

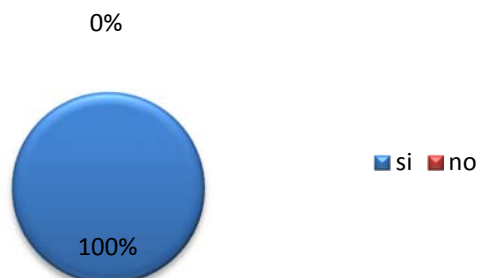


Figura 171. Tabulación pregunta 4

5.Las pruebas realizadas al principio de la sesión le causaron molestias

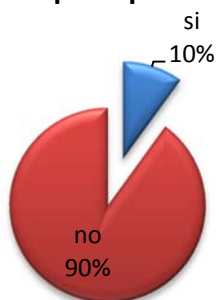


Figura 172. Tabulación pregunta 5

6.Ha sentido dolor durante la terapia

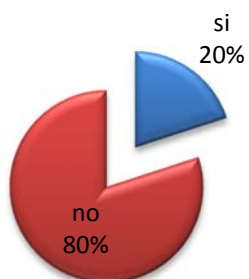


Figura 173. Tabulación pregunta 6

7.Siente dolor luego de recibir la terapia

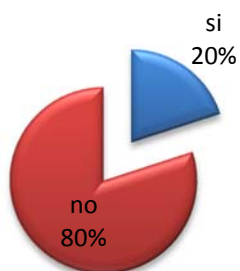


Figura 174. Tabulación pregunta 7

8.Tuvo usted alguna molestia referente con comodidad y confort mientras usó el equipo

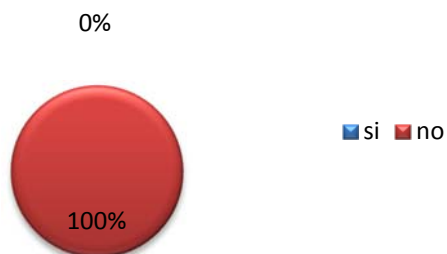


Figura 175. Tabulación pregunta 8

9.El equipo presento dificultad en la ejecución de movimientos durante la terapia

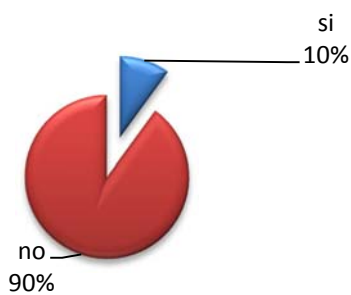


Figura 176. Tabulación pregunta 9

10.El equipo provoco alguna molestia o dolor

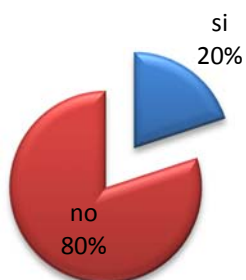


Figura 177. Tabulación pregunta 10

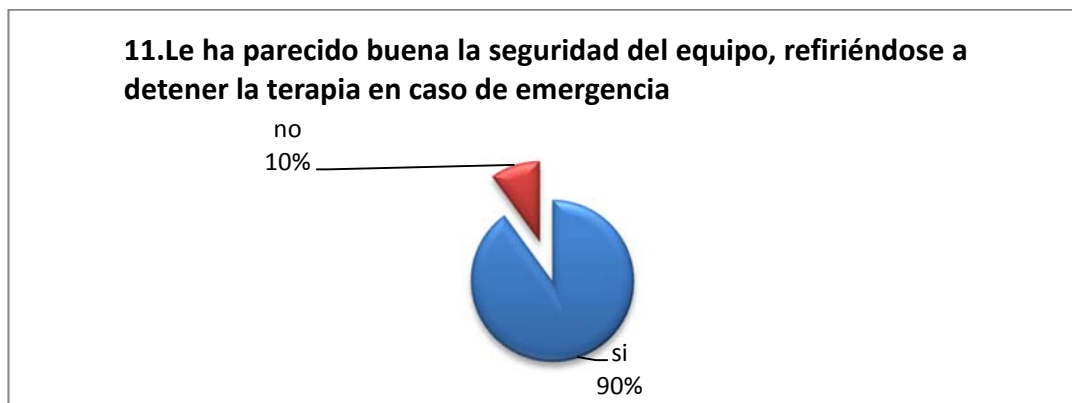


Figura 178. Tabulación pregunta 11

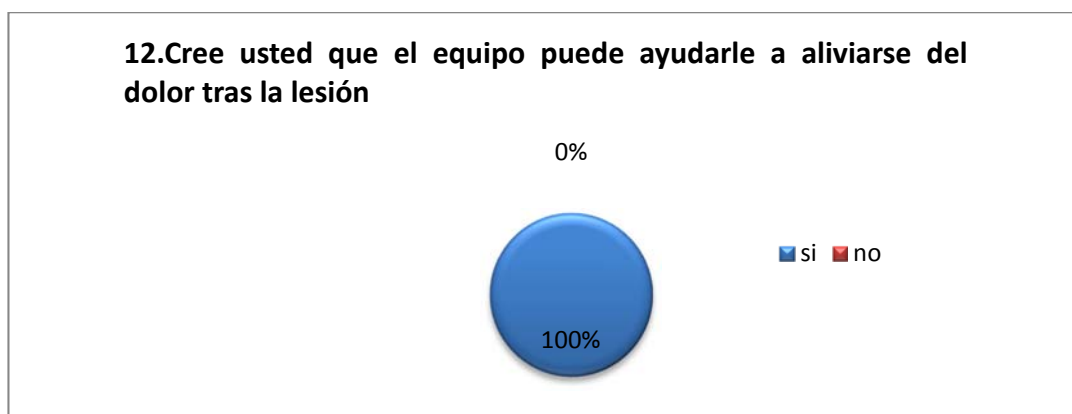


Figura 179. Tabulación pregunta 12

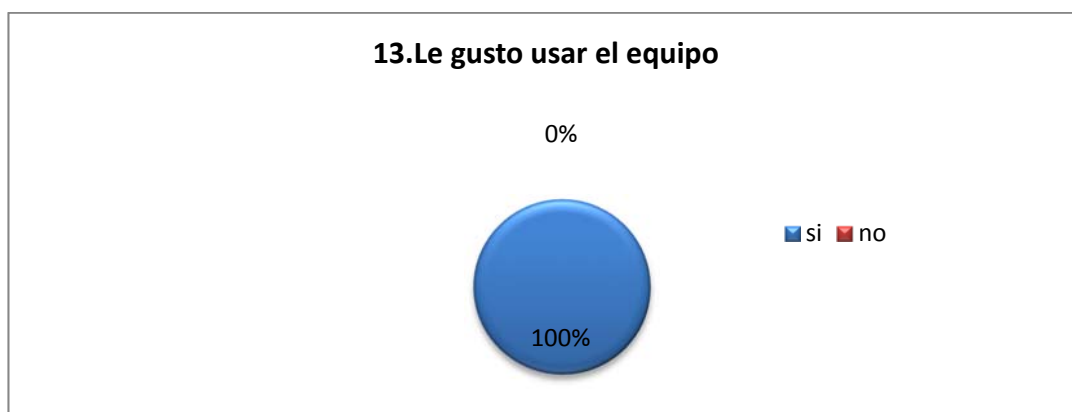


Figura 180. Tabulación pregunta 13

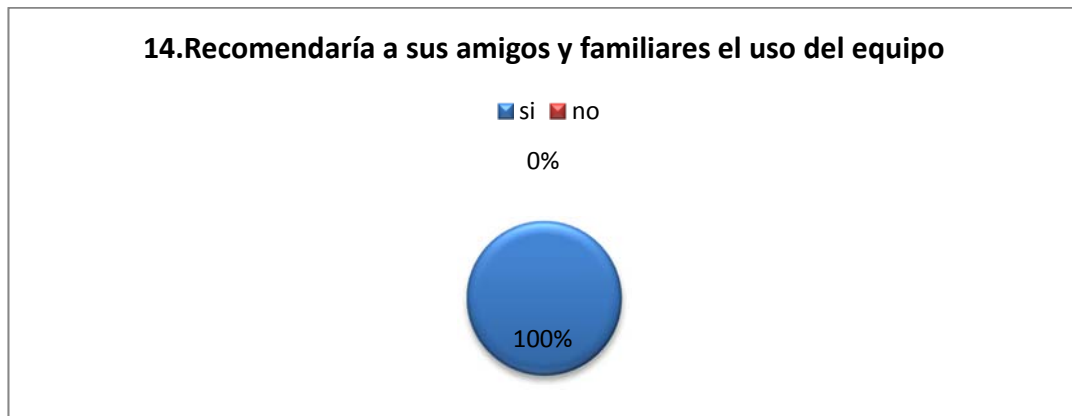


Figura 181. Tabulación pregunta 14

En las pruebas se realizaron distinto número de series y repeticiones para comprobar la fiabilidad del equipo durante un largo periodo de funcionamiento; además se probaron los botones de la interfaz durante la rehabilitación, obteniendo como resultado que el prototipo no presenta ningún inconveniente en periodos largos de rehabilitación y que los botones de paro de emergencia, reseteo y pausa realizan las funciones programadas.

De acuerdo a la programación realizada se cumplió con las series y las repeticiones del movimiento alcanzando el ángulo programado; durante la rehabilitación no se presentaron problemas de comunicación entre la máquina y la interfaz, las molestias en los pacientes se presentaron debido a que algunos iniciaban con sus sesiones de terapia; pero a la vez los mismos pacientes recomendaron el uso del rehabilitador para posteriores sesiones.

En conclusión, de los resultados obtenidos de las pruebas realizadas, el mecanismo cumple con todos los parámetros establecidos para la rehabilitación en cada uno de sus movimientos sin presentar problema alguno, ni tampoco comprometer el proceso de rehabilitación del paciente.

CAPÍTULO 6

COSTOS

En este capítulo se dará a conocer los recursos económicos necesarios para la realización del proyecto.

En la Figura 182 se presenta el contenido de la sección costos.

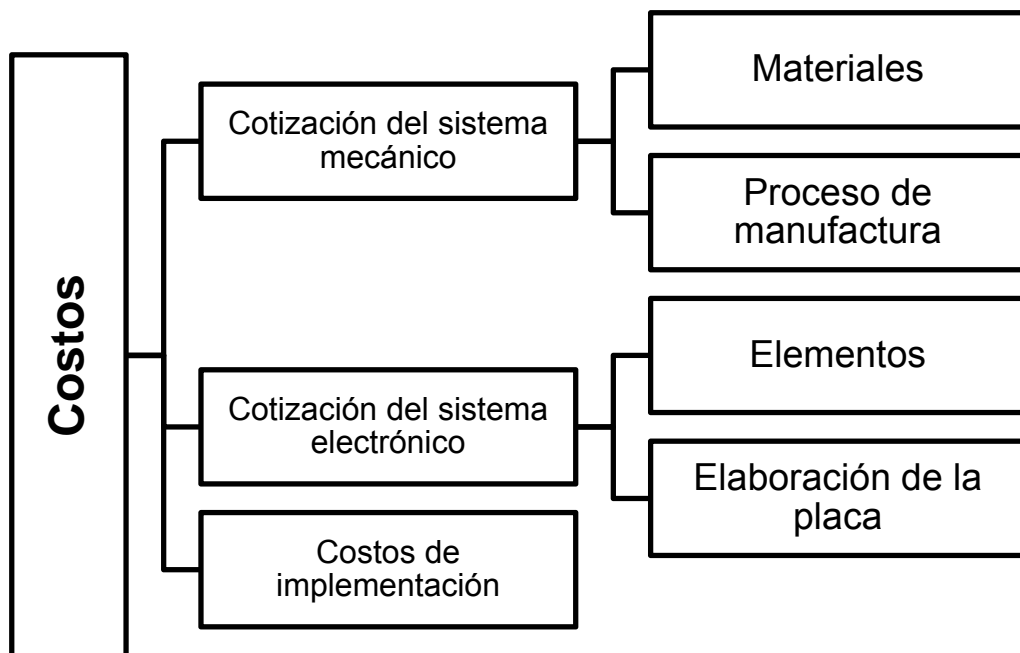


Figura 182. Organizador gráfico del capítulo

6.1 COTIZACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO

Para los costos del sistema mecánico se tomara en cuenta las partes:

- Materiales
- Procesos de Manufactura

6.1.1 MATERIALES

En este ítem se tomara en cuenta las materiales que fueron sometidos a un proceso de maquinado. Hay que mencionar que detallara materiales que no forman parte del prototipo pero que sirvieron como pruebas funcionamiento.

Tabla 24.

Costo de materia prima.

	Material	Unidad	Cantidad	Costo Unitario	Costo Total
1	Plancha de Acero Inoxidable 1000x300x5 mm	Kg	40	1.5	60
2	Plancha de hierro fundido 500x500x15 mm	Kg	12	0.25	3
3	Barra de duralon Ø 1.5 pulg, 0.5 mts	m	0.5	30	15
4	Eje de acero de transmisión Ø 1pulg, 0.5 mts	m	0.5	50	25
5	Plancha madera MDF	U	10	9	90
6	Plantillas de caucho	U	2	4.5	9
7	Plancha de latón 300x300x2 mm	U	1	0.5	0.5
8	Varilla lisa Ø10, 1m	U	1	2	2
9	Plancha de acrílico 1x1 m	U	1	25	25
10	Tuercas 1/4 "	U	7	0,05	0,35
11	Tuerca 5/16"	U	3	0,06	0.18
12	Tonillo Allen ¼ " x 1 ½ "	U	3	0,10	0.3
13	Tonillo Allen ¼ " x 2 "	U	3	0.15	0.45
14	Rodelas 5/16	U	3	0,03	0.09
Costo total [USD]					230.87

6.1.2 PROCESO DE MANUFACTURA

Este costo está relacionado con el valor de manufactura, el uso de las máquinas y herramientas.

Tabla 25.

Costo de manufactura

	Proceso	Tiempo [min]	Costo Total
1	Corte laser hierro fundido y acero inoxidable	30	55
2	Soldadura hierro fundido	3	3
3	Corte de acero inoxidable	15	20
4	Soldadura acero inoxidable	60	30
5	Torneado	300	120
6	Fresado	90	70
7	Taladrado	60	30
6	Corte y Doblado de varilla	30	10
7	Pulido de elementos	180	50
6	Masillado y Pintado Base fija	120	30
7	Trabajo en acrílico	90	25
8	Corte y soldadura de latón	30	20
9	Manufactura de plantilla	180	35
10	Trabajos en madera	1440	105
	Costo total [USD]		498

6.2 COTIZACIÓN DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

Para los costos del sistema mecánico se tomara en cuenta las partes:

- Elementos
- Elaboración de placa

6.2.1 ELEMENTOS

Estos costos se detallaran los elementos eléctricos y materiales que se utilizaron para elaborar de la placa electrónica.

Tabla 26.

Costo de elementos electrónicos y materiales

	Material		Cantidad	Costo Unitario	Costo Total
1	Potenciómetro de precisión	de	9	0,65	5,85
2	Resistencias 1/4 W		26	0,02	0,52
3	TIP122		6	0,6	3,6
4	IRFZ44N		6	1,39	8,34
5	IRF9530		6	1,29	7,74
6	Capacitores 470 uf 16V		3	0,25	0,75
7	Zócalos 8 pines		3	0,14	0,42
8	Borneras 2 pines		7	0,28	1,96
9	Borneras 3 pines		3	0,35	1,05
10	Diodos 6 ^a		12	0,6	7,2
11	Led rojo		1	0,08	0,08
12	Regletas simple macho		3	0,65	1,95
13	Regleta doble macho		1	0,8	0,8
14	Tblock 2		3	0,3	0,9
14	Tblock 3		1	0,35	0,35

Continúa →

				185
15	AD620	3	9,5	28,5
16	Porta fusible	1	1,05	1,05
17	Estaño	1	3	3
18	Fibra de vidrio 25x20	1	30	30
19	Actuador eléctrico	3	270	810
20	Arduino Mega2560	1	70	70
Costo total [USD]				984,06

6.2.2 ELABORACIÓN DE LA PLACA

Este costo está relacionado con el valor de diseño, manufactura y herramientas para la elaboración de la placa electrónica

Tabla 27.

Costo de elaboración de placa

	Proceso	Costo Total
1	Diseño de PCB	15
2	Elaboración PCB	53
3	Soldadura	15
4	Base para placa	10
Costo total [USD]		93

6.3 COSTOS DE IMPLEMENTACIÓN

Estos costos constaran de los gastos de insumos y asesoramientos.

Tabla 28.

Costo de implementación

	Proceso	Costo Total
1	Insumos oficina	180
2	Transporte	800
3	Importación de elementos	330
4	Lubricantes	50
5	Silla para paciente	150
6	Asesoría profesional	800
7	Trabajo intelectual	2000
	Costo total [USD]	4310

Finalmente se realizará una tabla con el costo total del proyecto

	Proceso	Costo Total
1	Costo materia prima	230.87
2	Costo manufactura	498
3	Costo de elementos electrónicos y materiales	984,06
4	Costo elaboración de placa	93
5	Costos de implementación	4310
	Costo total [USD]	6115.93

CONCLUSIONES

- El prototipo rehabilitador realiza los movimientos de dorsiflexión, plantar flexión, inversión/eversión dentro de los rangos permisibles establecidos en parámetros biomecánicos de tal manera que el paciente al realizar la rehabilitación efectúa los movimientos pasivos que le permitirán alcanzar la movilidad completa de la articulación afectada.
- La elección de los actuadores electrónicos permiten que el prototipo sea de fácil transporte y montaje ya que solo tiene que conectarse a la red eléctrica sin presentar los inconvenientes que se darían con actuadores hidráulicos o neumáticos.
- Para la construcción de los elementos mecánicos se utilizaron materiales disponibles en el mercado ecuatoriano, por lo que al no encontrar un espesor necesario de 4mm en acero inoxidable para la base móvil se decidió utilizar el de 5mm aun sabiendo del sobredimensionamiento del componente con respecto al factor de seguridad planteado de 3 para este proyecto.
- El diseño mecánico no solo se rige al estudio de los modelos matemáticos y a la mecánica de materiales, existen consideraciones como la geometría y la estética que influyen en la decisión para elaborar un componente; en el presente proyecto el espesor de base fija se determinó a partir de la altura del soporte de anclaje del actuador, conjuntamente con un análisis de esfuerzo cortante en el soporte en “U”.
- Para transformar las señales de los sensores resistivos de los actuadores lineales a niveles TTL se diseñaron circuitos de acondicionamiento como el Puente de Wheatstone, y para accionar el

giro de los motores se diseñó un puente H ya que circuitos como estos no se encuentran disponibles en el mercado.

- La placa Arduino es usada como tarjeta de adquisición de datos entre el prototipo y LabVIEW, ya que su única función será enviar y recibir información mediante el estándar de comunicación serial USB.
- Mediante la utilización de las herramientas LabVIEW, se desarrolló una interfaz gráfica sencilla, la cual por medio de la programación en bloques controla las señales enviadas y recibidas por parte de la tarjeta Arduino; además se validó el correcto ingreso de datos por parte del usuario que en este caso es el fisioterapeuta; control de sentido de accionamiento del motor, medición de variables de los sensores de desplazamiento y finalmente visualización del proceso de rehabilitación traducido a ángulos de inclinación.
- Con la programación realizada se garantiza que el prototipo sea seguro para su utilización, ya que si durante la rehabilitación se presentan inconvenientes, los botones de la interfaz detienen o pausan la terapia hasta que el problema sea resultado.
- Para validar el prototipo se realizaron una serie de pruebas con personas de diferentes estaturas y géneros notando que la máquina puede ser utilizada sin problema en cualquier paciente, debido a que el sistema de desplazamiento de las platinas, uniones esféricas y actuadores electrónicos permiten soportar las cargas.
- Las pruebas funcionales del prototipo se realizaron con personas que han presentado cuadro de esguince de tobillo; de donde se concluyó que el presente proyecto cumple con los objetivos propuestos ya que el paciente logró alcanzar progresivamente ángulos cada vez

mayores, cercanos a los máximos detallados de los movimientos de dorsiflexión, plantar flexión, inversión/eversión sin sentir molestia.

- El prototipo es de gran ayuda para el fisioterapeuta, reduciendo los tiempos de atención a cada paciente lo que ha permitido al fisioterapeuta optimizar los tiempos entre cada sesión.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda siempre la supervisión de personal calificado en fisioterapia para el uso del prototipo.
- El mecanismo de deslizamiento de las platinas presenta fricción entre los elementos por lo que debería ser cambiado por otro mecanismo como el de guías con ruedas y así evitar el uso de lubricantes
- Las pruebas de funcionamiento del proyecto se las realizaron con una silla común de peluquería sobre una plataforma de madera, por lo que se sugiere desarrollar una silla que sea de altura regulable y que soporte el peso del paciente para un mejor uso del equipo.
- Este proyecto de grado es una oportunidad de basarse en temas de rehabilitación asistida por máquinas para apuntalar otras investigaciones y así poder avanzar en el tratamiento de este tipo de padecimientos.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Bibliografía:

- Alcocer, & Otros. (2012). MAJOR TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF ANKLE REHABILITATION DEVICES. *DYNA*, 176.
- Blanco, & Otros. (2013). Máquina de Rehabilitación de Tobillo: prototipo virtual y físico. *CIINDET 2013*, 2.
- Bolton, W. (2008). *Mecatrónica, sistemas de control electrónico en la ingeniería mecánica y eléctrica*. México: Ed. Alfaomega. .
- Budynas, R., & Nisbett, k. (2012). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. México D.F.: McGrawHill.
- Carolyn Kisner, L. A. (2005). EJERCICIO TERAPÉUTICO. Fundamentos y técnicas. 384.
- Ciprian Radu Rad, R. B. (2009). Numerical Implementation of the kinematics for a 3-DOF parallel robot using Matlab. *The 3rd International Conference on "Computational Mechanics and Virtual Engineering"*, 618-623.
- Clavel, R. (1988). Delta, a fast robot with parallel geometry. *Proceedings of the 18th International Symposium on Industrial Robots*, 91-100.
- García Sánchez, J. E. (2002). Circuitos de acondicionamiento para sensores resistivos. En J. E. García Sánchez, *Circuitos de acondicionamiento* (pág. 5). Madrid: Dpto. de Ing. Eléctrica, Electrónica y Automática U. Castilla.
- García, G. (2008). *Rehabilitador para tobillo por movimientos pasivos (Automatizado)*. México D.F. : Instituto Politécnico Nacional.
- Hibbeler, R. (2006). *Mecánica de materiales*. México D.F.: Pearson.

- Hunt, K. (1983). Structural kinematics of in-parallel-actuated robot-arms. *Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design*, 705-712.
- Ned Mohan, T. M. (2008). *Electrónica de potencia*. México D.F.: McGrawHill.
- Norton R., L. (2010). *Diseño de máquinas*. México D.F.: Pearson.
- Pallas, R. (2004). *Sensores y acondicionadores de señal*. Barcelona: Cales Parcerisas Civit.
- Rojas, C., & Quiroz, C. (2008). Rehabilitación y tratamiento ortésico en pacientes con pie plano. *eFisioterapia.net*, 7.
- Saglia, j., & Tsagarakis, N. (Mayo 2009). A High Performance 2 dof Over-Actuated Parallel Mechanism for Anckle Rehabilitation. *IEEE International conference on Robotics and Automation*, (págs. 2180-2186). Kobe, Japan.
- Sanchez, J. E. (2002). Tema 6. *Circuitos de acondicionamiento para sensores resistivos*, 5.
- Stewart, D. (1966). A platform whit 6 degrees of freedom . *Proceedings of the Institution of mechanical engineers*, 371- 386.
- Zabalza, I., & Ros, J. (2007). APLICACIONES ACTUALES DE LOS ROBOTS PARALELOS . *8vo CONGRESO IBEROAMERICANO DE INGENIERIA MECÁNICA* , 1-8.

Medios electrónicos:

- D. A. P. Vega. (2002). *ANATOMIA-BIOMECANICA-RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR EXAMEN*. Mexico D.F.: Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico.
- Lefton, J., & Malone, A. (2009). *Anthropometric Assessment*. Chicago, IL: In.

Ollero B, A. (2001). *Robótica: manipuladores y robots móviles*. Barcelona: Marcombo.

Organización Mundial Salud. (1995). *El estado físico: uso e implementación de la Antropometría. Informes técnicos*. Ginebra Suiza.

Salán, M., & Ballesteros, N. (2005). *Tecnología de proceso y transformación de materiales*. Barcelona: Universidad Politécnica de Cataluña.

Salvador, P. (Curso 2007-2008). *Técnicas Computacionales*.

Structurals, Stainless. (2014). Technical datasheet AISI 304 AISI 304L. 3.

UT Southwestern Medical Center. (2014). Sistema Lokomat enseñando a caminar de nuevo a un paciente con lesiones en la médula espinal. *allas*.

Sitios WEB:

Arduino.org. (2013). *Arduino*. Obtenido de www.arduino.org

Blog Espol. (7 de 2013). *Escuela Politecnica del Litoral*. Obtenido de Escuela Politecnica del Litoral: <http://blog.espol.edu.ec/wlucas/category/estatura-promedio/>

Boyero, J. M. (16 de 10 de 2014). *Blog de Educación Física*. Obtenido de <http://profeefclara.blogspot.com/2014/05/viaje-al-interior-del-tobillo.html>

Cortoc. (11 de 2014). Obtenido de <http://www.cortoc.com/2011/12/introduccion-arduino.html>

Diario el telegrafo. (11 de 10 de 2014). *El telegrafo*. Obtenido de <http://www.telegrafo.com.ec/sociedad/item/seis-de-cada-10-adultos-tiene-sobrepeso-en-el-pais.html>

- Efefuturo.com. (2014). *fefuturo.com*. Obtenido de <http://www.efefuturo.com/noticia/la-robotica-avanza-para-mejorar-la-rehabilitacion-de-discapacitados/>
- Facultad de Informática de Barcelona. (2014). *Aplicaciones médicas de la robótica*. Obtenido de http://www-assig.fib.upc.es/~rob/protegit/treballs/Q2_03-04/aplic_medicas/index.html
- IESS. (02 de 06 de 2014). *Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social*. Obtenido de http://www.iess.gob.ec/es/web/mobile/home/-/asset_publisher/0hbG/content/iess-incorporo-equipos-roboticos-para-rehabilitacion-del-paciente/10174?redirect=http%3A%2F%2Fwww.iess.gob.ec%2Fes%2Fweb%2Fmobile%2Fhome%3Fp_p_id%3D101_INSTANCE_0hbG%26p_p_lifecycle%
- Labiew Hacker. (2010). *labviewhacker.com*. Obtenido de 2014, de https://labviewhacker.com/doku.php?id=learn:libraries:lifa:getting_started
- National Instruments. (2014). *www.ni.com*. Obtenido de <http://www.ni.com/white-paper/12879/en/>
- Neoteo. (11 de 10 de 2010). *Neoteo*. Obtenido de <http://www.neoteo.com/puente-h-con-mosfet-para-motores-cc/>
- Progressive Automations. (2014). *www.progressiveautomations.com*. Obtenido de sales@progressiveautomations.com
- Universidad de Caratina México. (2012). *udlap.mx*. Obtenido de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/nunez_e_f/capitulo1.pdf

ANEXOS:

A1 ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO

A2 PLANOS DE ELEMENTOS MECÁNICOS

A3 SIMULACIÓN PLACA PCB

A4 DATASHEET ACTUADOR LINEAL PAP 14P

A5 TOOLKIT LABVIEW INTERFACE FOR ARDUINO (LIFA)

A6 LABIEW INTERFAZ USUARIO

A7 LABVIEW DIAGRAMAS DE BLOQUES

A8 PRUEBAS DEL PROTOTIPO

A9 MANUAL DE USUARIO