



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN BANCO DE CUÁDRICEPS AUTOMÁTICO,
PARA REHABILITACIÓN FÍSICA DE RODILLA EN PACIENTES DEL
PATRONATO DE AMPARO SOCIAL NIÑO DE ISINCHE – PUJILÍ, PROVINCIA
DE COTOPAXI**

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE
MAGÍSTER EN DISEÑO, PRODUCCIÓN Y AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

WILSON EDMUNDO SÁNCHEZ OCAÑA

wsanchezocana@gmail.com

MARCO ADOLFO SINGAÑA AMAGUAÑA

msingania@gmail.com

DIRECTOR: Ing. JOSÉ G. GALARZA G., M.Sc.

jose.galarzag@epn.edu.ec

Quito, Junio, 2017

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por los señores Wilson Edmundo Sánchez Ocaña y Marco Singaña Amaguaña, bajo mi supervisión.

Ing. José G. Galarza G.,M.Sc.
DIRECTOR DE PROYECTO

DECLARACIÓN

Nosotros, Wilson Edmundo Sánchez Ocaña, y, Marco Adolfo Singaña Amaguaña, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedemos nuestros derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

Wilson Sánchez Ocaña

Marco Singaña Amaguaña

DEDICATORIA

A Dios, a mi madre Olga Amada y a mis hijos Juan Esteban y Camilo Estéfano.

Wilson Sánchez O.

A mi Esposa Mirta y a mis hijas Karlita y Gabriela.

Marco Singaña A.

AGRADECIMIENTO

Al personal docente y administrativo de Posgrados de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la EPN, y de manera especial al Ing. José Galarza M.Sc., por el asesoramiento y la colaboración técnica para la realización de este proyecto.

Wilson Sánchez O.

Marco Singaña A.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

Pregunta de Investigación

Objetivo general

Objetivos específicos

Hipótesis

Alcances

1. MARCO TEÓRICO.....	1
1.1. Introducción	
1.1.1. Fisioterapia	2
1.1.2. Cinesiterapia.....	3
1.2. Banco de cuádriceps para rehabilitación de rodilla.....	4
1.2.1. Artromot k1	
1.2.2. Equipo completo prima Advance Rodilla cpm con almohadillas	5
1.3. Sistema de sensores y actuadores.....	6
1.3.1. Electromiografía	
1.3.1.1. Señales electromiográficas.....	6
1.3.1.2. Sensor electromiográfico	
1.3.1.2.1. Adquisición de señales electromiográficas (EMG)	7
1.3.1.2.2. Electrodo	8
a. Características del electrodo	
b. Colocación de Electrodo	9
b.1. Interfaz piel.....	10
1.3.1.2.3. Procesamiento de la señal	11
a. Pre-amplificación.....	12
b. Filtrado	

c. Amplificación	
1.3.1.2.4. Dispositivos de señal mioeléctrica	13
a. Sensor de músculo: Muscle Sensor v3	
b. Sensor tipo brazalete: Thalmic Labs MYO	13
1.3.2. Actuadores.....	14
1.3.2.1. Tipos de servomotores	
1.3.2.1.1. Servomotor AC	15
a. Características	
b. Modo de Control	16
c. Parámetros básicos de Control	17
d. Aplicaciones	
1.3.3. Diseño conceptual	
1.3.3.1. Herramientas para el diseño conceptual	18
1.3.3.1.1. Generación de principios de solución	19
a. Métodos Convencionales	
a.1. Búsqueda en fuentes de información	
a.2. Analogías con sistemas naturales	20
a.3. Analogías con otros sistemas técnicos	
a.4. Análisis de la competencia	
b. Métodos Intuitivos	
b.1. Brainstorming (lluvia de ideas)	
b.2. Sinéctica	
b.3. Método Delphi	21
c. Métodos Discursivos	
c.1. Estudio sistemático de procesos físicos	
c.2. Esquemas de clasificación	

c.3. Generación de variantes por inversión	
1.3.4. Diseño a detalle	
1.3.5. Proceso de manufactura	23
1.3.5.1. Diseño para la fabricación	
1.3.5.1.1. Conformación de piezas	
1.3.5.1.2. Montaje del producto	
1.3.5.1.3. Diseño para la conformación	
1.3.5.1.4. Diseño para el montaje	24
1.3.5.1.5. Recomendaciones en el diseño para el montaje	
1.3.5.1.6. Carácter integrador del montaje	
1.3.5.1.7. Diseño para la Manufactura y el Ensamblaje	
1.3.5.1.8. Calidad a través del Diseño	25
2. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA	26
2.1. Introducción	
2.2. Anatomía de la rodilla	
2.2.1. Articulación tibiofemoral	
2.2.2. Articulación femorrotuliana	28
2.2.3. Músculos	29
2.2.3.1. Extensores	30
2.2.3.2. Flexores	
2.2.4. Rehabilitación de rodilla	31
2.2.4.1. Terapia para devolver la movilidad a los músculos de la articulación	32
2.2.4.1.1. Fortalecimiento de los músculos cuádriceps	33
2.3. Biomecánica de miembros inferiores	
2.3.1. Rangos de movimiento	34
2.3.2. Cinética	36

2.3.2.1. Estática y dinámica de la articulación tibiofemoral	
2.3.2.2. Estática y dinámica de la articulación Femorrotuliana.....	41
3. DISEÑO DEL BANCO DE CUÁDRICEPS.....	42
3.1. Introducción	
3.1.1. Antropometría	
3.1.2. Modelamiento Biomecánico.....	43
3.2. Diseño Conceptual	49
3.2.1. Desarrollo de la casa de la calidad	
3.2.1.1. Voz del usuario	
3.2.1.2. Voz del ingeniero.....	50
3.2.1.3. Conclusiones de la casa de la calidad	
3.2.2. Determinación de las especificaciones técnicas.....	51
3.2.3. Análisis funcional y generación de módulos.....	52
3.2.4. Generación de alternativas (fundamentos y esquemas)	53
3.2.5. Evaluación y selección de las alternativas más convenientes para cada módulo.....	55
3.2.5.1. Módulo 1.....	56
3.2.5.2. Módulo 2.....	57
3.2.5.3. Módulo 3.....	60
3.2.6. Esquema virtual de la solución ganadora.....	62
3.2.6.1. Discusión y revisión de la solución ganadora	
3.2.7. Generación de la segunda solución	63
3.2.8. Protocolo de pruebas para el banco de cuádriceps automático	64
3.2.8.1. Nombre del proceso: ensayo 1 “dimensiones”	65
3.2.8.2. Nombre del proceso: ensayo 2 “ergonomía”	66
3.2.8.3. Nombre del proceso: ensayo 3 “aspectos legales”	68
3.3. Diseño mecánico y análisis por elementos finitos.....	71

3.3.1. Determinación de cargas para análisis estático en Ansys	73
3.3.1.1. Análisis de soportes para pantalla HMI	
3.3.1.1.1. Análisis de la estructura 1	74
3.3.1.1.2. Análisis de la estructura 2	79
3.3.1.2. Análisis de estructura soporte de piernas.....	86
3.3.1.3. Análisis del brazo principal para soporte de piernas	92
3.3.1.4. Análisis de la estructura del espaldar	100
3.3.1.5. Análisis del pasador de transmisión	105
3.3.1.6. Análisis del apoyo soporte para pantalla HMI (Horquilla)	109
3.3.1.7. Análisis del pasador para soporte para pantalla HMI	114
3.3.1.8. Análisis de la estructura base.....	119
3.4. Diseño del sistema de cuantificación de actividad muscular con señales electromiográficas de superficie (emg)	128
3.5. Diseño del sistema de visualización de resultados	131
3.6. Diseño del sistema para archivar y almacenar sesiones de pacientes	134
4. MANUFACTURA DEL BANCO DE CUÁDRICEPS	137
4.1. Introducción	
4.2. Construcción del banco	138
4.3. Ensamble mecánico	140
4.3.1. Pantalla de visualización	
4.3.2. Soporte 1 pantalla táctil	
4.3.3. Apoya - brazos.....	141
4.3.4. Espaldar.....	142
4.3.5. Estructura espaldar	
4.3.6. Perilla.....	143
4.3.7. Base – espaldar	
4.3.8. Tablero de control.....	144

4.3.9. Base.....	145
4.3.10. Servomotor	
4.3.11. Reductor.....	146
4.3.12. Brazo de sujeción para mecanismo	
4.3.13. Pasador de transmisión.....	147
4.3.14. Almohada para piernas	
4.3.15. Base para hacer piernas	148
4.3.16. Brazo principal para soporte de piernas	
4.3.17. Asiento	149
4.3.18. Soporte para pantalla táctil	
4.4. Implementación del sistema de cuantificación de actividad muscular y visualización de resultados.	150
4.4.1. Panel de operador	151
4.4.2. Software Touchwin	156
4.4.3. Unidad de control.....	160
4.4.3.1. Controlador lógico programable	
4.4.3.2. Módulo de entradas y salidas análogas.....	162
4.4.3.3. Software de programación del PLC thinget Xc series.....	164
4.4.4. Servo-sistema	166
4.4.4.1. Controlador	167
4.4.4.2. Servomotor	171
4.4.4.3. Esquema de potencia y control	174
4.4.4.3.1. Diagrama de conexión del servodrive con PLC	
4.4.5. Diseño del sistema de registro de señales electromiográficas	178
4.4.5.1. Distancia entre electrodos	180
4.4.5.2. Posición de los electrodos	

4.5. Implementación del sistema de cuantificación de actividad muscular y visualización de resultados	182
4.5.1. Presentación del proyecto	
4.5.2. Ingreso de datos del paciente	
4.5.3. Selección de la escala de Daniels	183
4.5.4. Selección del umbral de dolor.....	184
4.5.5. Tipo de Anamnesis	185
4.5.6. Selección del modo de trabajo del paciente	
4.5.7. Paciente en modo activo.....	186
4.5.8. Paciente en modo pasivo.....	189
4.5.9. Registro de la actividad muscular	191
4.5.10. Almacenamiento y generación de la base de datos	193
5. PRUEBAS, RESULTADOS Y ALCANCE.....	196
5.1. Pruebas	
5.1.1. Pruebas eléctricas y electrónicas	
5.1.2. Pruebas de programación y comunicación.....	198
5.1.3. Pruebas mecánicas	199
5.1.4. Pruebas de posicionamiento.....	203
5.1.5. Prueba de carga	205
5.1.6. Análisis de tensión en el Cuádriceps	208
5.2. Validación de la Hipótesis.....	210
5.2.1. Hipótesis del proyecto	
5.2.1.1. Modalidad de encuesta.....	211
5.2.1.2. Selección del área o ámbito de estudio	
5.2.1.3. Población	
5.2.1.4. Diseño muestral.....	212
5.2.1.5. Criterios de inclusión y de exclusión.....	214

5.2.1.6. Descripción de la intervención y procedimientos para la recolección de información.....	215
5.2.1.7. Tablas y gráficos de la encuesta	
5.3. Validación de la Hipótesis.....	229
5.4. Alcance.....	231
5.5. Limitaciones.....	232
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	233
6.1 Conclusiones	
6.2. Recomendaciones.....	236
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	238
ANEXOS.....	242
Anexo A: Diseño del Banco de Cuádriceps Automático	
Anexo B: Selección de Elementos	
Anexo C: Planos Mecánicos	
Anexo D: Soldadura	
Anexo E: Planos Eléctricos	
Anexo F: Manual de Operación	
Anexo G: Manual de Mantenimiento	
Anexo H: Programación del Plc - Configuración del Servodriver	
Anexo I: Cuadro comparativo de costos de Bancos de Cuádriceps	
Anexo J: Encuestas aplicadas a Fisioterapistas de la Provincia de Cotopaxi	

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Especialistas en fisioterapia.....	2
Figura 2. Banco de rehabilitación Artromot K1-Standard.....	5
Figura 3. Banco de rehabilitación Prima Advance.	
Figura 4. Señales mioeléctricas generadas en los músculos.....	6
Figura 5. Sensores Electromiográficos.....	7
Figura 6. Partes de un electrodo.....	8
Figura 7. Impedancia del electrodo Ag/AgCl.....	9
Figura 8. Colocación de electrodos.....	10
Figura 9. Circuito equivalente de la interfaz piel.	
Figura 10. Diagrama de bloques de adquisición de señales EMG.....	11
Figura 11. Diagrama de conexión del dispositivo muscle sensor V3.....	13
Figura 12. Brazaletes de sensores.....	14
Figura 13. Servomotor AC.....	16
Figura 14. Modo de control del servomotor AC GSK.	
Figura 15. Parámetros básicos de control del servomotor AC GSK.....	17
Figura 16. Esquema de diseño conceptual.....	18
Figura 17. Esquema de diseño a detalle.....	22
Figura 18. Cóndilos femorales.....	27
Figura 19. Influencia de los meniscos en la distribución de la carga.	
Figura 20. Ubicación de la rótula.....	28
Figura 21. Bolsas en torno a la articulación de la rodilla.....	29
Figura 22. Músculos extensores, cuádriceps crural.....	30
Figura 23. Músculos flexores de la rodilla; posteriores del muslo semimembranoso.....	31
Figura 24. Ejercicios para recuperar la movilidad en la rodilla.....	32

Figura 25. Ejercicios de flexo – extensión.	33
Figura 26. Planos y ejes de movimiento del cuerpo.	34
Figura 27. Rotación de extremidades inferiores. a) Rotación interna, b) Rotación externa.	35
Figura 28. Ángulos de flexión máxima de la rodilla.	
Figura 29. Abducción y aducción de la rodilla.	36
Figura 30. Diagrama de cuerpo libre de la articulación de la rodilla.	37
Figura 31. Líneas de aplicación de las fuerzas coplanares.	38
Figura 32. Triángulo de fuerzas	
Figura 33. Momentos que actúan en el centro de movimiento de la articulación Tibiofemoral.	39
Figura 34. Diseño biomecánico del cuerpo humano, a) Coordenadas cartesianas de referencia, b) Diagrama de segmentos del cuerpo humano.	42
Figura 35. Diagrama de bloques para el muslo.	44
Figura 36. Diagrama de bloques para la pierna	
Figura 37. Diagrama de bloques de la trayectoria de la rodilla.	45
Figura 38. Diagrama de bloques del pie.	46
Figura 39. Diagrama de bloques extremidad inferior	
Figura 40. Modelación de la extremidad izquierda.	47
Figura 41. Modelo de la extremidad inferior	
Figura 42. Extremidad inferior totalmente extendida.	48
Figura 43. Gráfica Torque vs. Tiempo	
Figura 44. Gráfica Posición vs. Tiempo.	49
Figura 45. Nivel 0 del análisis funcional.	52
Figura 46. Nivel 1 del análisis funcional	
Figura 47. Nivel 2 del análisis funcional y generación de módulos.	53
Figura 48. Generación de alternativas para el módulo 1.	54
Figura 49. Generación de alternativas para el módulo 2	

Figura 50. Generación de alternativas para el módulo 3.	55
Figura 51. Módulo de sujeción de la solución ganadora.	57
Figura 52. Módulo de seguridad de la solución ganadora.	59
Figura 53. Módulo de movilidad de la solución ganadora.	61
Figura 54. Esquema de la primera solución (banco de cuádriceps automático).	62
Figura 55. Esquema de la segunda solución.	64
Figura 56. Esquema de actividades para el ensayo 1.	66
Figura 57. Esquema de actividades para el ensayo 2.	68
Figura 58. Conexión a tierra.	69
Figura 59. Test de continuidad	
Figura 60. Esquema ensayo, aspectos legales.	70
Figura 61. Banco de cuádriceps automático.	71
Figura 62. Soporte para el panel operador con la distribución de cargas y centro de gravedad de cada miembro.	73
Figura 63. Análisis de la estructura 1, condiciones de borde.	74
Figura 64. Análisis de la estructura 1, mallado.	75
Figura 65. Análisis de la estructura 1, equivalente de Von Mises.	76
Figura 66. Análisis de la estructura 1, deformaciones.	77
Figura 67. Factor de seguridad en el análisis de la estructura 1.	78
Figura 68. Sumatoria de momentos en el punto A.	79
Figura 69. Análisis de la estructura 2, condiciones de borde.	80
Figura 70. Análisis de la estructura 2, mallado.	81
Figura 71. Análisis de la estructura 2, equivalente de Von Mises.	82
Figura 72. Análisis de la estructura 2, deformaciones.	83
Figura 73. Factor de seguridad en el análisis de la estructura 2.	84
Figura 74. Sumatoria de momentos en el punto C.	85
Figura 75. Estructura soporte de piernas, ensamblado.	86

Figura 76. Estructura soporte de piernas	
Figura 77. Estructura soporte de piernas, diagrama de cuerpo libre.....	87
Figura 78. Estructura soporte de piernas, condiciones de borde.	88
Figura 79. Estructura soporte de piernas, mallado.....	89
Figura 80. Estructura soporte de piernas, equivalente de Von Mises.	90
Figura 81. Estructura soporte de piernas, deformaciones.	91
Figura 82. Factor de seguridad en el análisis de la estructura soporte de piernas.	92
Figura 83. Brazo principal para soporte de piernas.....	93
Figura 84. Brazo principal para soporte de piernas, condiciones de borde.....	94
Figura 85. Brazo principal para soporte de piernas, mallado	
Figura 86. Brazo principal para soporte de piernas, equivalente de Von Mises. ...	95
Figura 87. Brazo principal para soporte de piernas, deformaciones.	96
Figura 88. Factor de seguridad en el análisis del Brazo principal para soporte de piernas.	98
Figura 89. Estructura del brazo principal con cargas incluidas	
Figura 90. Espaldar, con el peso W5.	100
Figura 91. Espaldar, condiciones de borde.	101
Figura 92. Espaldar, mallado	
Figura 93. Espaldar, equivalente de Von Mises.	102
Figura 94. Espaldar, deformaciones.....	103
Figura 95. Espaldar, factor de seguridad.	104
Figura 96. Pasador de transmisión, condiciones de borde.....	105
Figura 97. Pasador de transmisión, mallado	
Figura 98. Pasador de transmisión, equivalente de Von Mises.....	106
Figura 99. Pasador de transmisión, deformaciones	107
Figura 100. Pasador de transmisión, factor de seguridad.	108

Figura 101. Reacciones en los apoyos del soporte del panel operador.	109
Figura 102. Horquilla, condiciones de borde.	110
Figura 103. Horquilla, mallado	
Figura 104. Horquilla, equivalente de Von Mises.	111
Figura 105. Horquilla, deformaciones.....	112
Figura 106. Horquilla, factor de seguridad.	113
Figura 107. Pasador de la articulación, condiciones de borde.	114
Figura 108. Pasador de la articulación, mallado.....	115
Figura 109. Pasador de la articulación, equivalente de Von Mises.	116
Figura 110. Pasador de la articulación, deformaciones.....	117
Figura 111. Pasador de la articulación, factor de seguridad.	118
Figura 112. Geometría y apoyos de la estructura base.....	119
Figura 113. Apoyo del soporte para la pantalla HMI.	120
Figura 114. Reductor – servomotor, diagrama de cuerpo libre.	121
Figura 115. Diagrama de cuerpo libre del espaldar	
Figura 116. Base, condiciones de borde.	123
Figura 117. Base, mallado	
Figura 118. Base, equivalente de Von Mises.	124
Figura 119. Base, deformaciones.....	126
Figura 120. Base, factor de seguridad.	127
Figura 121. Diagrama global de sistema de cuantificación de actividad muscular.	130
Figura 122. Diagrama global del sistema de visualización de resultados.	133
Figura 123. Diagrama global del sistema para archivar y almacenar sesiones de pacientes.....	136
Figura 124. Actividades de diseño y construcción del banco de cuádriceps automático.....	137
Figura 125. Partes del Banco de Cuádriceps Automático.	138

Figura 126. Pantalla de visualización, ensamblada en el soporte abatible.	140
Figura 127. Soporte abatible para la estructura de la Pantalla de visualización Touch.	141
Figura 128. Apoya – brazos, ubicado en la banco de rehabilitación	
Figura 129. Espaldar, ubicado en la banco de rehabilitación.	142
Figura 130. Estructura del espaldar del banco de rehabilitación	
Figura 131. Perilla de fijación del espaldar.....	143
Figura 132. Base de espaldar del banco de rehabilitación	
Figura 133. Tablero de control y elementos de protección.....	144
Figura 134. Base principal del banco de rehabilitación.	145
Figura 135. Servomotor.....	145
Figura 136. Reductor de velocidad.....	146
Figura 137. Brazo de sujeción para mecanismo	
Figura 138. Pasador de transmisión.....	147
Figura 139. Almohada para piernas	
Figura 140. Base para hacer piernas.	148
Figura 141. Brazo principal para soporte de piernas	
Figura 142. Asiento del banco de rehabilitación.....	149
Figura 143. Soporte para pantalla Touch	
Figura 144. Diagrama global de funcionamiento de la máquina de rehabilitación.	150
Figura 145. Panel de operador.....	152
Figura 146. Partes y conectores del panel de operador.....	154
Figura 147. Esquema de comunicación entre panel de operador y PLC.	155
Figura 148. Esquema de comunicación entre PC y panel operador.	156
Figura 149. Pantalla principal software Touchwin.	157
Figura 150. Ícono de acceso al software Touchwin 2012 Edit Tool.....	158

Figura 151. Selección de panel de operador en software Touchwin 2012 Edit Tool	
Figura 152. Selección del PLC en software Touchwin 2012 Edit Tool.	159
Figura 153. Ventana de propiedades del proyecto en software Touchwin 2012 Edit Tool	
Figura 154. Ventana de edición del proyecto en software Touchwin 2012 Edit Tool.	160
Figura 155. Simbología del PLC.....	161
Figura 156. Módulo de entradas/salidas análogas serie XC-E4AD2DA.....	163
Figura 157. Descripción del PLC y módulo de entradas salidas análogas	
Figura 158. Ícono de acceso al software Xinje XC Series PLC Program Tool. ...	164
Figura 159. Pantalla principal software Xinje XC Series PLC Program Tool.	165
Figura 160. Configuración del puerto serial.....	166
Figura 161. Servodrive modelo DS2-21P5-AS.....	167
Figura 162. Nomenclatura del Servodrive	
Figura 163. Vista frontal del servodrive modelo DS2-21P5-A.	169
Figura 164. Descripción de pines del conector CN0, CN1 y CN2	
Figura 165. Servomotor serie MS-110ST-M04030-21P2.	172
Figura 166. Nomenclatura del servomotor MS-110ST-M04030-21P2.....	173
Figura 167. Conexión servodrive (CN0) – PLC.	174
Figura 168. Conexión servodrive (CN1) – PLC.	175
Figura 169. Conexión servodrive (CN2) – servomotor.	176
Figura 170. Esquema para determinar el punto de referencia o home.	177
Figura 171. Esquema del sistema de energización principal	
Figura 172. Esquema del paro de emergencia.....	178
Figura 173. Tarjeta de sensor mioeléctrico para registro de señales electromiográficas.	179
Figura 174. Ubicación de sensores emg en extremidades inferiores	

Figura 175. Representación de localización del electrodo de superficie.	181
Figura 176. Ventana de presentación del proyecto.	182
Figura 177. Ventanas de ingreso de datos del paciente.	183
Figura 178. Ventana de ingreso de datos escala de Daniels.	184
Figura 179. Ventana de ingreso de datos umbral de dolor	
Figura 180. Ventana de ingreso de datos Anamnesis.	185
Figura 181. Ventana de modos de trabajo del paciente.	186
Figura 182. Ventana de paciente en modo activo.	187
Figura 183. Configuración de valores y enlace con PLC.	188
Figura 184. Ventana de paciente en modo pasivo.	190
Figura 185. Ventana de registro de actividad muscular.	192
Figura 186. Ventana de almacenamiento de información.	193
Figura 187. Datos generados del paciente en condición de activo.	194
Figura 188. Datos generados del paciente en condición de pasivo	195
Figura 189. Verificación de la conexión del circuito de potencia.	197
Figura 190. Verificación de la conexión del circuito de control	
Figura 191. Verificación de la conexión del panel de operador	
Figura 192. Comunicación entre PC y PLC.	198
Figura 193. Comunicación entre panel de operador y PLC.	199
Figura 194. Pruebas mecánicas en el reductor de velocidad.	200
Figura 195. Transmisión de movimiento con cadena	
Figura 196. Desplazamiento angular del brazo abatible.	201
Figura 197. Movimiento abatible del espaldar	
Figura 198. Movimiento angular del brazo de sujeción.	202
Figura 199. Tensor para ajuste de cadena de transmisión	
Figura 200. Posición de home para inicio de prueba.	203

Figura 201. Valores ingresados en modo pasivo	
Figura 202. Posición de home para inicio de prueba.	205
Figura 203. Cargas aplicadas en brazo principal soporte de piernas	
Figura 204. Análisis de tensión del Cuádriceps.....	208
Figura 205. Interés de trabajar con BCA.	216
Figura 206. Resultados caso muy interesado en trabajar con BCA	
Figura 207. Incremento de demanda por uso de BCA.	217
Figura 208. Resultados caso demanda normal por uso de BCA.....	218
Figura 209. Potencialidad y cumplimiento de objetivos del BCA.....	219
Figura 210. Resultados caso regularmente satisfactorio en cumplimiento de objetivos del BCA	
Figura 211. Tipos de terapia que puede realizar el BCA.	220
Figura 212. Resultados caso satisfactorio en tipos de terapia del BCA.	221
Figura 213. Opinión sobre las especificaciones técnicas del BCA.	222
Figura 214. Resultados caso adecuado sobre especificaciones técnicas del BCA.	223
Figura 215. Opinión sobre opciones de panel de operador del BCA.....	224
Figura 216. Resultados caso adecuado sobre opciones de panel operador del BCA	
Figura 217. Opinión sobre configuración de ejercicios en BCA.....	226
Figura 218. Resultados caso satisfactorio sobre configuración de ejercicios en BCA	
Figura 219. Opinión sobre sobre beneficios del BCA.	228
Figura 220. Resultados caso satisfactorio sobre sobre beneficios del BCA	
Figura 221. Valoración más alta de preguntas.	230

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Cinesiterapia pasiva.	3
Tabla 2. Datos antropomórficos por percentil.	43
Tabla 3. Datos obtenidos para la modelación	
Tabla 4. Matriz de inercia de la extremidad inferior.	44
Tabla 5. Lista de referencias de las especificaciones técnicas.	51
Tabla 6. Evaluación del módulo de sujeción.	56
Tabla 7. Evaluación del módulo de seguridad.	58
Tabla 8. Evaluación del módulo de movilidad.	60
Tabla 9. Partes y características del banco de cuádriceps automático.	72
Tabla 10. Calidad de la malla de la Estructura 1.	75
Tabla 11. Calidad de la malla de la Estructura 2.	81
Tabla 12. Parámetros de pierna de una persona.	87
Tabla 13. Valores evaluados.	87
Tabla 14. Calidad de malla de la estructura soporte de piernas.	89
Tabla 15. Calidad de la malla del brazo principal para soporte de piernas.	95
Tabla 16. Calidad de malla del espaldar.	102
Tabla 17. Calidad de malla, del pasador de transmisión.	106
Tabla 18. Calidad de malla, del apoyo soporte para pantalla HMI.	111
Tabla 19. Calidad de malla, del pasador de la articulación.	115
Tabla 20. Calidad de malla, de la base.	124
Tabla 21. Partes y características del banco de cuádriceps automático.	139
Tabla 22. Elementos de control y protección eléctrica del banco de rehabilitación.	144
Tabla 23. Especificaciones técnicas del panel de operador.	153
Tabla 24. Descripción de la función de puertos de comunicación.	154

Tabla 25. Ajuste de función de puerto COM1.....	155
Tabla 26. Descripción del PLC y Módulo de entradas salidas análogas.	164
Tabla 27. Especificaciones técnicas del servodrive modelo DS2-21P5-AS.	168
Tabla 28. Descripción de pines del conector CN0.....	170
Tabla 29. Descripción de los pines del conector CN1	
Tabla 30. Descripción de los pines del conector CN2.	171
Tabla 31. Tabla de adaptación del servodrive y servomotor.	172
Tabla 32. Especificaciones técnicas del servomotor MS-110ST-M04030-21P2.	173
Tabla 33. Descripción de la conexión de salidas del PLC a servodrive (CN0)...	175
Tabla 34. Base de datos de paciente, con actividad activo y pasivo.....	193
Tabla 35. Primera prueba de posicionamiento.	204
Tabla 36. Segunda prueba de posicionamiento	
Tabla 37. Tercera prueba de posicionamiento	
Tabla 38. Pruebas de carga	206
Tabla 39. Cálculo de tensión de cuádriceps.....	209
Tabla 40. Centros de fisioterapia y rehabilitación de la Provincia de Cotopaxi. .	212
Tabla 41. Criterios de inclusión y exclusión de Centros de Rehabilitación.....	214
Tabla 42. Interés de trabajar con BCA.	215
Tabla 43. Incremento de demanda por uso de BCA.	217
Tabla 44. Potencialidad y cumplimiento de objetivos del BCA.	218
Tabla 45. Tipos de terapia que puede realizar el BCA.	220
Tabla 46. Opinión sobre las especificaciones técnicas del BCA.	222
Tabla 47. Opinión sobre opciones de panel de operador del BCA.....	224
Tabla 48. Opinión sobre configuración de ejercicios en BCA.....	225
Tabla 49. Opinión sobre beneficios del BCA.	227
Tabla 50. Valoración más alta de preguntas.	230

LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Diseño del Banco de Cuádriceps

Anexo B. Selección de elementos

Anexo C. Planos Mecánicos

Anexo D. Soldadura

Anexo E. Planos Eléctricos

Anexo F. Manual de Operación

Anexo G. Manual de Mantenimiento

Anexo H. Programación del PLC y Configuración del Servodriver

Anexo I. Cuadro comparativo de costos de Banco de Cuádriceps

Anexo J. Encuestas aplicadas a Fisioterapistas de la Provincia de Cotopaxi

RESUMEN

Los equipos y sistemas para rehabilitación física y recuperación de problemas de rodilla están diseñados para el uso de pacientes después de una cirugía o para rehabilitación de lesiones en miembros articulares. Siendo la rodilla importante para la marcha de todo individuo, transmisión de cargas, conservación de momentos y brinda un par de fuerza adecuado. Se realizó un estudio antropométrico de la población en estudio, estableciéndose que tanto hombres y mujeres se encuentran en un percentil del 50% (175 cm de altura y masa corporal de 80.5 kg.), datos necesarios para el diseño, modelación y selección del sistema de accionamiento. Mediante la casa de la calidad se determinó las características técnicas y de construcción del Banco de Cuádriceps Automático (BCA), y mediante el análisis funcional se decidió la mejor alternativa de solución, validando los resultados mediante la modelación con herramientas informáticas. Las especificaciones técnicas del principales del BCA son: desplazamiento angular de 0 a 90°, velocidades de 10 a 50 °/min, capacidad de carga de 0 a 11 Kg, posee un panel de operador y sensores EMG para monitorear la actividad muscular; su funcionamiento posee modos de operación: activo y pasivo, el análisis de la rehabilitación y la toma de decisiones será supervisada por un profesional de la salud.

Palabras Claves: cuádriceps, antropometría, percentil, modelación, monitoreo, emg.

ABSTRACT

Equipment and systems for physical rehabilitation and recovery of knee problems are designed for patient use after surgery or rehabilitation of joint member injuries. Being the knee important for the march of all individuals, transmission of loads, conservation of moments and provides a pair of adequate strength. An anthropometric study of the population under study was made, establishing that both men and women are in a percentile of 50% (175 cm in height and body mass of 80.5 kg), data necessary for the design, modeling and selection of the system drive. Through the quality house, the technical and construction characteristics of the Automatic Quadriceps Bank (BCA) were determined, and through the functional analysis the best solution alternative was decided, validating the results through the modeling with computer tools. The main technical specifications of the BCA are: angular displacement from 0 to 90°, speeds from 10 to 50 ° / min, load capacity from 0 to 11 kg, has an operator panel and EMG sensors to monitor muscle activity; Its operation has modes of operation: active and passive, analysis of rehabilitation and decision making will be supervised by a health professional.

Keywords: quadriceps, anthropometry, percentile, modeling, monitoring, emg.

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN BANCO DE CUÁDRICEPS AUTOMÁTICO, PARA REHABILITACIÓN FÍSICA DE RODILLA

2. INTRODUCCIÓN

En la actualidad al Patronato de Amparo Social Niño de Isinche del Cantón Pujilí de la provincia de Cotopaxi, acuden alrededor de 100 personas mensualmente, de escasos recursos económicos, sobre todo al Departamento de Rehabilitación Física, de los cuales un 30% son con problemas de rodilla, afecciones generadas debido a las inadecuadas posiciones, levantamiento y traslado de cargas en sus actividades, tanto en la agricultura como en la ganadería; medios de trabajo y sustento diario propio del sector.

Esta institución de Amparo y Servicio Social, no cuenta con equipamiento adecuado, afectando la atención a sus pacientes debido a la falta de equipos para rehabilitación de características mecánicas y eléctricas específicas, lo que provoca que aquellos desarrollen afecciones críticas, deteriorando su calidad de vida por el retardo en su rehabilitación y tratamiento adecuado.

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano y de suma importancia para la estabilidad, marcha, desplazamiento y carrera de todo individuo; ésta realiza la transmisión de cargas, conservación de momentos y brinda un par de fuerza adecuada a la persona, por lo tanto esta articulación es una de las más expuestas a daños y lesiones frecuentes, siendo prioritario su rehabilitación física y pronta recuperación de pacientes después de una cirugía o rehabilitación de lesiones en miembros articulares, constituyéndose el Banco de Cuádriceps Automático (BCA), en una máquina importante para la rehabilitación de rodilla.

Para el desarrollo del Proyecto de Investigación, se plantea aplicar las siguientes metodologías:

1. Método Bibliográfico, en el cual mediante una revisión bibliográfica se detallará el marco teórico, que permitirá sustentar el estado del arte, la biomecánica de la rodilla, el diseño conceptual, a detalle y el proceso de manufactura del banco de cuádriceps automático.
2. Método de Investigación Científica basada en el Diseño (Design Science Research), para realizar el diseño, construcción y validación de la máquina a

construir, como propuesta nueva e innovadora para la mejora de la calidad de vida de las personas.

3. Método Experimental y de Campo, para verificar la funcionalidad y validar la operación segura de la máquina.

Pregunta de Investigación

¿Se puede diseñar e implementar un Banco de Cuádriceps Automático (BCA) y configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla?

Objetivo general

Realizar el diseño e implementación de un Banco de Cuádriceps Automático para rehabilitación de rodilla en personas adultas, que monitorea las regiones de interés a través de señales electromiográficas (EMG).

Objetivos específicos

- Determinar el estado del arte sobre investigaciones y desarrollos tecnológicos más importantes, relacionado con un banco de cuádriceps, con sus diferentes funciones, para rehabilitación de rodilla.
- Describir la rodilla de una persona adulta de talla promedio de nuestro país; con la finalidad de conocer su anatomía y la biomecánica de los movimientos que puede realizar.
- Realizar el diseño conceptual del banco de cuádriceps, activo y pasivo, y obtener el diseño final apoyado con análisis de elementos finitos.
- Realizar la manufactura del banco de cuádriceps, pasivo y activo; para rehabilitación de rodilla.

- Cuantificar la actividad muscular de la región de estudio del paciente a través de señales electromiográficas de superficie (EMG); cuyos resultados serán percibidos por el médico especialista y el paciente, a través de un dispositivo visual.
- Diseñar un sistema para archivar y almacenar las sesiones de los pacientes, para su revisión y comparación posterior.

Hipótesis

Hipótesis:

El Banco de Cuádriceps Automático (BCA) permitirá configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla recomendado por el especialista

Variable Independiente: Banco de Cuádriceps Automático.

Variable Dependiente: Configuración de un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla recomendado por el especialista.

El Banco de Cuádriceps Automático (BCA) permite realizar la rehabilitación de un paciente expuesto a daños y lesiones frecuentes de rodilla. La hipótesis planteada busca evaluar la viabilidad y flexibilidad del uso de la máquina para el proceso de rehabilitación; a través de la implementación de un sistema automático, con menú de rehabilitación - recomendado por fisioterapeutas - que permita configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada en términos de series, repeticiones, tiempos de ejecución; de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla.

Se trata de verificar que la máquina diseñada y construida ejecuta un conjunto de ejercicios en forma exacta y controlada, mejorando la eficiencia en el proceso de recuperación del paciente.

Alcances

- El diseño mecánico, del sistema eléctrico de control y potencia del Banco de Cuádriceps Automático, cumple con todos los parámetros necesarios para la operación segura de la misma.
- El Banco de Cuádriceps Automático (máquina de rehabilitación de rodilla) es similar a las existentes en el mercado internacional, construida con dispositivos disponibles en el mercado local.
- El Banco de Cuádriceps Automático, tiene su aplicación en pacientes con problemas de rodilla, que han sido intervenidos quirúrgicamente o que requieren rehabilitación por alguna otra patología.
- La máquina cumple con las siguientes especificaciones: rango de desplazamiento angular; exactitud de posicionamiento; capacidad de carga; operación en modo activo o pasivo, monitorización de la actividad muscular a través de sensores EMG, almacenamiento de la información del paciente.
- En el modo de operación activo, el paciente realiza esfuerzo físico por medio de un conjunto de movimientos de rodilla, de acuerdo a las indicaciones del médico especialista.
- En el modo de operación pasivo, la máquina actúa sobre la rodilla del paciente, aplicando movimientos (series y repeticiones) recomendados por el fisioterapeuta.
- La interfaz de visualización está conformada por un panel de operador; a fin que en cualquiera de los modos de operación, se ingrese información de series y repeticiones de ejercicios.

1. MARCO TEÓRICO

1.1. Introducción

La rehabilitación de rodilla, para pacientes que han sido intervenidos quirúrgicamente o que la requieren por alguna otra patología, no está disponible en la mayoría de los casos, ya que en nuestro medio pocas son las Instituciones Públicas o Privadas de Salud que cuentan con este servicio.

La rehabilitación de rodilla comúnmente es proporcionada por un fisioterapeuta, quien se encarga de movilizar la parte afectada. Sin embargo, en la actualidad existen dispositivos o máquinas de rehabilitación que cubren ésta función, la mayoría de éstos se encuentran en el mercado internacional a costos que los dejan fuera del alcance de muchas Instituciones Públicas o Privadas de Salud.

Si la rehabilitación se lleva a cabo de manera deficiente o el paciente no tiene acceso a la misma, puede acarrear múltiples consecuencias:

- La recuperación del paciente se puede prolongar más de lo debido.
- El paciente no se recupere satisfactoriamente.
- Aún en caso de tener acceso a la rehabilitación, ésta puede resultar molesta y tediosa al paciente, ya que debe trasladarse al lugar donde se la proporcionen.
- La rehabilitación al ser aplicada por un fisioterapeuta puede presentar deficiencias por diversas causas humanas.

Por lo que mediante este trabajo se busca el diseño y construcción de un aparato automático para la rehabilitación de rodilla, a un costo razonable y que sea accesible para las Instituciones Públicas o Privadas de Salud de nuestro país.

A mediados del siglo XX tras las Guerras Mundiales y varias epidemias como la Poliomiéltis, es cuando se toma conciencia entre la comunidad médica de la necesidad de la profesionalización en el mundo de la Fisioterapia con lo cual se crean las primeras carreras con título universitario de especialista en la materia: Kinesiólogo, Fisioterapeuta y Terapeuta Físico; figura 1.



Figura 1. Especialistas en fisioterapia.

(Fuente: Mundo Abuelo, 2015).

1.1.1. Fisioterapia

Fisioterapia proviene del griego Físicos = Físico y Therapeia = Curación, Remedio o Tratamiento; es decir, curación o tratamiento por medio de agentes físicos.

Según la WCPT (Confederación Mundial de Fisioterapia), es: “El arte y la ciencia del tratamiento físico; es decir el conjunto de técnicas que mediante la aplicación de agentes físicos, curan, previenen, recuperan y readaptan a los pacientes susceptibles de recibir tratamiento físico”. (WCPT, 2016)

La OMS (Organización Mundial de la Salud), especifica este tratamiento físico al realizado mediante cinesiterapia, termocrioterapia, fototerapia, hidroterapia, y electroterapia. (OMS, 2016)

La Fisioterapia fue y es hoy en día un referente directo del proceso de rehabilitación física de múltiples alteraciones del ser humano. La fisioterapia ha retomado importancia, por diversos factores, uno de ellos es su trascendencia en la medicina deportiva, ya que en la actualidad existen deportistas de alto rendimiento los cuales son susceptibles a lesiones debido a su exigente actividad física. El enfoque de la rehabilitación en un contexto de medicina deportiva es muy diferente del que se da en el resto de los contextos de rehabilitación.

La Fisioterapia no solo se ve limitada a lesiones o alteraciones del sistema músculo – esquelético, sino que hoy en día se ocupa de la rehabilitación física de las personas ya sea por trastornos neurológicos, traumatológicos, cardiovasculares, reumatológicos, entre otros.

1.1.2. Cinesiterapia

Se define como el conjunto de métodos que utiliza el movimiento con la finalidad terapéutica:

- Cinesiterapia pasiva
- Cinesiterapia activa

En la cinesiterapia pasiva el paciente no ejecuta ningún movimiento voluntario de la zona a tratar, más bien es transmitido por una fuerza externa. (CINESITERAPIA, 2016). En la Tabla 1, se presenta las técnicas y medios de la Cinesiterapia Pasiva.

Tabla1. Cinesiterapia pasiva.

Tipos	Técnicas	Medios	Ejemplo	
PASIVA	Movilizaciones articulares	Manual	<ul style="list-style-type: none"> • Analítica simple • Analítica específica • Funcional o global 	
		Autopasiva	<ul style="list-style-type: none"> • Articulación blanco • Articulación vecina • Instrumental 	
		Instrumental	<ul style="list-style-type: none"> • Unidireccional • Multidireccional 	
	Tracciones articulares	Manual		
		Gravedad	<ul style="list-style-type: none"> • Plano inclinado 	
		Instrumental	<ul style="list-style-type: none"> • Electromecánica • Autoelongación • Pesos – poleas • Hidroterapia 	
	Posturas osteoarticulares	Manual		
		Autopasiva	<ul style="list-style-type: none"> • Sistema cable–polea 	
		Instrumental	<ul style="list-style-type: none"> • Cargas • Tirantes de fijación • Órtesis 	
	Estiramientos miotendinosos	Manual		
		Autopasiva		
	Manipulaciones			

(Fuente: CINESITERAPIA, 2016).

La Fisioterapia hace uso de diversos agentes físicos para el tratamiento de diversos padecimientos, estos agentes se clasifican en ionizantes y no ionizantes.

- Ionizantes, radiaciones como rayos X y radiación Gamma, su interacción con la materia produce ionización de los átomos que la componen.
- No ionizantes, son el resto de agentes físicos naturales y artificiales cuya interacción con el material biológico no producen ionizaciones atómicas, ya que la energía que transmiten es insuficiente para lograr este efecto.

El Movimiento Pasivo Continuo (CPM por sus siglas en inglés) es un tratamiento de rehabilitación para trastornos del sistema músculo – esquelético:

- La articulación se mueve sin que los músculos del paciente se usen.
- Las máquinas de movimiento pasivo continuo fueron construidas para pacientes después de una cirugía o para la rehabilitación de otras lesiones en miembros articulares. (Movimiento Pasivo, 2016)

1.2. Banco de cuádriceps para rehabilitación de rodilla

En el mercado a nivel mundial, se encuentran disponibles muchos equipos y máquinas de rehabilitación de rodilla. A continuación se describe las características de algunos modelos.

1.2.1. Artromot k1

El modelo ARTROMOT K1 - standard, figura 2; disponible en modelos R01169, R01169-CHIP, R01169-KLASSIC, está diseñado para uso en hospitales y asistencia personal en el domicilio. Dispone de una unidad de programación manual de fácil manejo y provista de imágenes sencillas de entender. Se utiliza en artrotomías, artroscopias, artrolisis, fracturas y pseudoartrosis, osteosíntesis, intervenciones quirúrgicas cerca de la articulación, operaciones de rodilla y en el cartílago articular, patelectomías. osteotomías correctoras, etc. Existen otras versiones como Artromot K3, Artromot K4. (Mundo abuelo, 2015)



Figura 2. Banco de rehabilitación Artromot K1-Standard.

(Fuente: <https://www.quieru.com/anuncio/artromot-k1-cpm-standard-22655>).

1.2.2. Equipo completo prima Advance Rodilla cpm con almohadillas

Es un equipo completo para rehabilitación de rodilla; figura 3, proporcionando movilización pasiva continua. Su construcción permite:

Utilización de personas de 1.5m a 1.85m.

Voltaje, 100 - 240 V.

Frecuencia, 51/60Hz.

Potencia eléctrica, 20 W.

Rango de movimientos de -5° a 115° de flexión.

Este equipo es muy útil para tratar todas las patologías de rodilla. (Mundo abuelo, 2015)



Figura 3. Banco de rehabilitación Prima Advance.

(Fuente: <http://www.mundoabuelo.com/catalogue.php>).

1.3. Sistema de sensores y actuadores

1.3.1. Electromiografía

La Electromiografía (EMG) es un procedimiento utilizado para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos en los seres vivos. Esta técnica se aplica utilizando un dispositivo electromiógrafo, para producir un registro de señales llamado electromiograma. El principio de operación se basa en la detección del potencial eléctrico que activa las células musculares, cuando son impulsadas neural o eléctricamente. Estas señales son analizadas para investigar o detectar anomalías en los músculos. (KAMEN, 2004)

1.3.1.1. Señales electromiográficas

Las señales electromiográficas o mioeléctricas (EMG) se generan al tensionar o distensionar un músculo. Al contraer el músculo, se genera una señal eléctrica variable de unidades de microvoltios; figura 4, por lo que es necesario utilizar un sistema electrónico de amplificación de la señal, para aplicarla en la siguiente etapa de un circuito o en algún dispositivo. (DE LUCA, 1997)

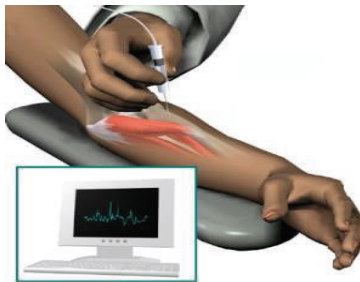


Figura 4. Señales mioeléctricas generadas en los músculos.

(Fuente: [https://www.google.com.ec/search/Sensores para detectar actividad muscular](https://www.google.com.ec/search/Sensores+para+detectar+actividad+muscular)).

1.3.1.2. Sensor electromiográfico

Capturan la información de señales electromiográficas generadas por los músculos; figura 5. El sensor electromiográfico, normalmente eléctrico, puede ser combinado con otros dispositivos, como un control remoto o un detector de movimiento, previo el acondicionamiento de señal. La información obtenida por el sensor electromiográfico

puede ser enviada a un PC o a un dispositivo de adquisición de datos para ser analizada. (Sancho J, 2015)



Figura 5. Sensores Electromiográficos.

(Fuente: Sancho J, 2015).

1.3.1.2.1. Adquisición de señales electromiográficas (EMG)

Los autores de un proyecto sobre exoesqueleto de miembro superior, indican que: “Las señales EMG se obtienen por la contracción muscular, y su adquisición exige una correcta identificación de las regiones musculares. Debido a la elevada resistencia eléctrica de la piel, se recomienda usar un gel para mejorar la conductividad entre electrodo y piel, a fin de lograr una buena superficie de contacto y adherencia. A pesar de esta recomendación, las señales eléctricas obtenidas son débiles, por lo que es necesario un procesamiento de la señal, a través del filtrado y amplificación. Según la complejidad del exoesqueleto será necesario modificar, en mayor o menor número, los canales o electrodos de recolección”. (Sancho J, 2015)

Las señales EMG, que pueden ser de tipo superficial, constituyen un patrón unidimensional, razón por la cual cualquier técnica de procesamiento de señal para reconocimiento de patrones se puede aplicar a las señales electromiográficas. Los electrodos o sensores EMG de superficie, constituye los dispositivos principales para la adquisición de señales electromiográficas. (ROMO, 2007)

1.3.1.2.2. Electrodo

Los electrodos son los dispositivos o elementos con los cuales se detecta el biopotencial de la reacción del músculo; figura 6. Por estos dispositivos circula una pequeña corriente, en el orden de los microvoltios, lo cual permite establecer una interfaz entre el paciente y sistema de medición.

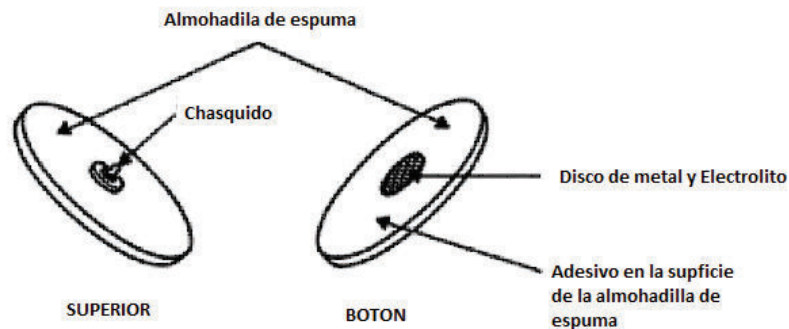


Figura 6. Partes de un electrodo.

(Fuente: <https://www.google.com.ec/search/electromiograficas/partes+de+un+electrodo>).

La interfaz entre electrodo y electrolito se basa en la circulación de una corriente desde el electrodo al electrolito (fluido del cuerpo), y cumple las siguientes condiciones:

- En el electrodo (sensor), los electrones se mueven en dirección opuesta a la corriente eléctrica. Los Cationes C^{+} , se mueven en la misma dirección de la corriente.
- En el electrolito, los Aniones A^{-} , se mueven en dirección opuesta a la corriente eléctrica.

a. Características del electrodo

- Para electrodos de superficie, la impedancia en contacto de la piel, oscila entre 10 a 500 $k\Omega$; figura 7.
- La impedancia es alta en la región de baja frecuencia. Al aumentar la frecuencia decrece hasta un valor constante.
- Cuando se utilizan electrodos de grandes áreas, el decrecimiento de la impedancia con la disminución de la frecuencia, refleja la disminución de la impedancia del tejido vivo.

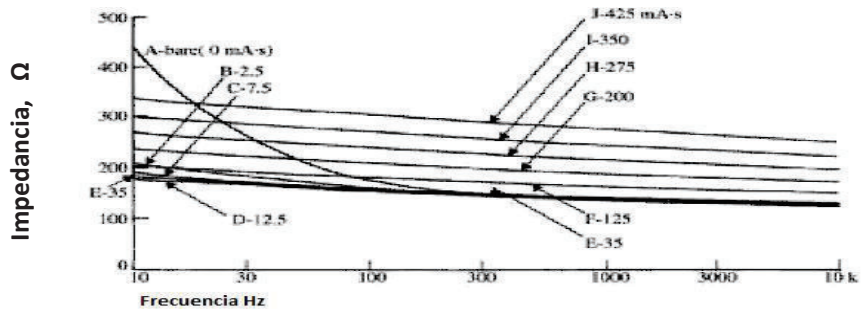


Figura 7. Impedancia del electrodo Ag/AgCl.

(Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos107/electrodos-biopotenciales/electrodos-biopotenciales2.shtml>).

b. Colocación de Electroodos

La norma SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) establece los parámetros para la colocación de los electrodos.

Esta norma define la distancia entre electrodos como: “La distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos”. Recomienda que: “Los electrodos bipolares EMG de superficie tienen una distancia de 20mm y 30mm” como máximo. (HERMENS, 2004)

La norma indica: “Cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia no debe superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De esta forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares”. (MATHIASSEN, 1997)

Con respecto a la cantidad de electrodos; el sistema de adquisición a través de EMG requiere tres electrodos; *un electrodo de tierra o de referencia* para proporcionar una referencia común para la entrada diferencial del preamplificador en el electrodo; con este fin, se debe colocar a cierta distancia y en el tejido eléctricamente neutro; es decir en la sección inactiva del cuerpo, tales como la porción ósea del codo, de la espinilla o el antebrazo. Este electrodo se debe conectar **al cable negro**; figura 8.

(Sancho J, 2015) indica que los dos electrodos de señal se deben colocar en dos puntos diferentes del músculo, una en el área activa de contracción, y se identifica por el cable rojo; y la otra al inicio o fin del músculo en estudio, ligeramente fuera del centro,

conectado al cable azul; figura 8. Esta recomendación da una referencia para la actividad muscular, diferente con la señal para relajación muscular.



Figura 8. Colocación de electrodos.

(Fuente: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322016000100017).

b.1. Interfaz piel

Según (Tompkins, 1993), la piel cumple un papel significativo en la adquisición de señales eléctricas de músculo, ya que sus características influyen en los resultados obtenidos.

La epidermis o piel se representa como una impedancia eléctrica, y se modela con un circuito RC en paralelo; figura 9.

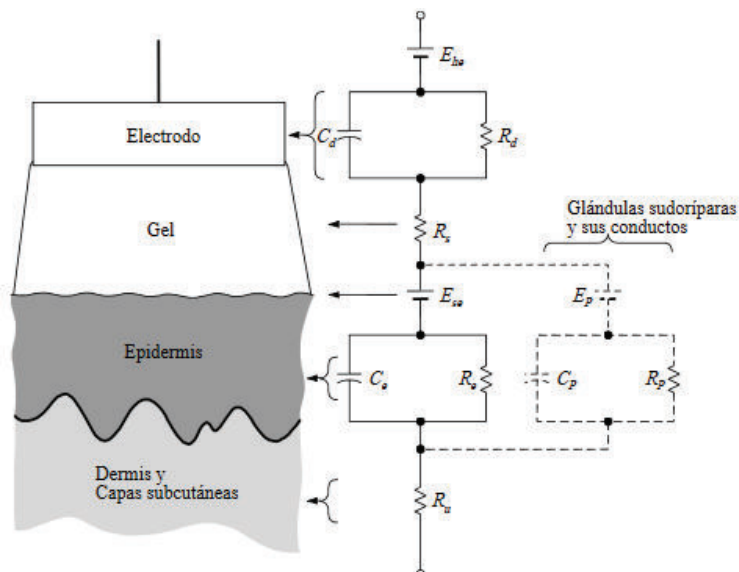


Figura 9. Circuito equivalente de la interfaz piel.

(Fuente: <http://electronicaengeneral.com/?tag=electrolito>).

Las características de la piel para 1cm², son:

Impedancia: 200kΩ @1Hz

Impedancia: 200Ω @ 1MHz

El efecto de la epidermis en los resultados obtenidos, se puede reducir notablemente al frotar con algún material abrasivo el sitio donde se colocará el electrodo.

1.3.1.2.3. Procesamiento de la señal

El procesamiento de las señales mioeléctricas; figura 10, consiste en la técnica pre-amplificar la señal, de filtrar o anular frecuencias no deseadas y amplificar las señales propias de la actividad muscular.

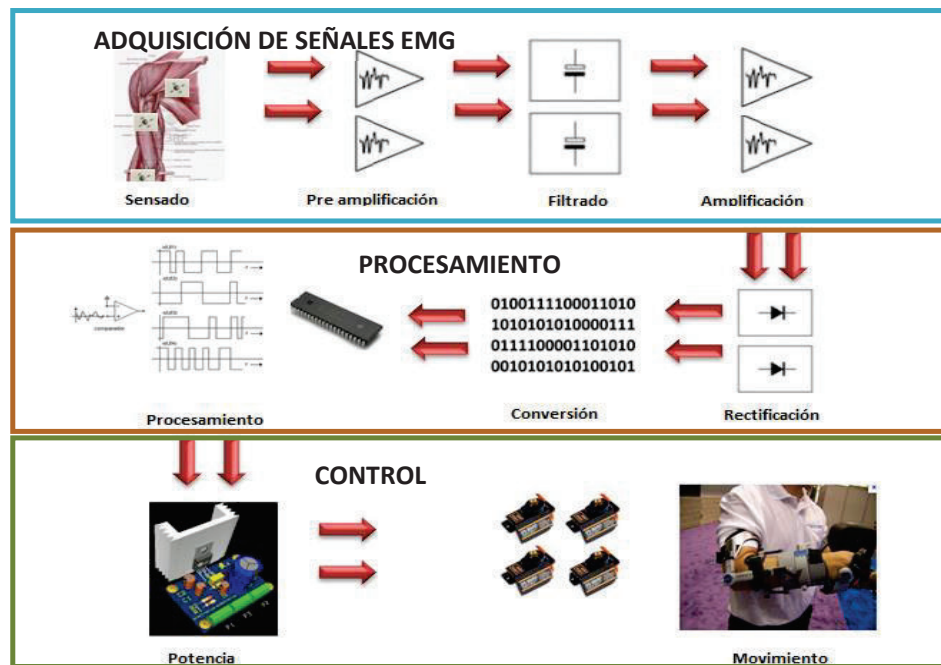


Figura 10. Diagrama de bloques de adquisición de señales EMG.

(Fuente: Sancho J, 2015).

El acondicionamiento de la señal está basado en amplificadores de instrumentación y filtros generalmente analógicos, con el fin que la señal EMG sea pura y sin ruido. Luego de esta etapa, se realiza un proceso de adquisición de la señal utilizando algún dispositivo electrónico para adquirir la misma, y continuar con la siguiente etapa, que puede ser control de un mecanismo.

a. Pre-amplificación

La señal generada por el músculo tiene un valor de 0 voltios, cuando está en reposo o sin actividad muscular; y 250 μV cuando se produce una contracción. Debido a que las señales obtenidas son muy pequeñas, y además puede afectar el ruido ambiental o el ruido de línea, se pueden producir una falsa interpretación de los resultados, por lo que se requiere implementar un sistema de pre-amplificación.

El preamplificador de la unidad de procesamiento, debe ser sensible para detectar y amplificar pequeñas señales de actividad muscular, y también debe aislar los ruidos, de tal manera que solo se visualice la actividad electromiográfica.

b. Filtrado

Los filtros permiten el paso sin distorsión de las componentes espectrales comprendidas entre las bandas de paso, anulando así las componentes ubicadas fuera de ellas. Existen diferentes tipos de filtros, los cuales se diseñan de acuerdo a la frecuencia de la señal que se desea eliminar:

- Filtro Pasa bajos (PB)
- Filtro Pasa-alto (PA)
- Filtro Pasa banda (PBn)
- Filtro Rechaza banda (RBn)

c. Amplificación

La etapa de amplificación normalmente está constituida por circuitos electrónicos, siendo el principal dispositivo el amplificador de instrumentación. El amplificador de instrumentación se caracteriza por tener una ganancia en modo diferencial estable, un alto valor de CMRR (Razón de Rechazo al Modo Común), muy alta impedancia de entrada (Z_{in}), muy baja impedancia de salida (Z_{out}), voltaje offset bajo y ancho de banda ajustado.

1.3.1.2.4. Dispositivos de señal mioeléctrica

En el mercado existen diferentes de dispositivos y/o circuitos que miden y procesan señales electromiográficas, entre las que destacan.

a. Sensor de músculo: Muscle Sensor v3

Es un dispositivo o circuito electrónico comercial, que utilizando los electrodos adecuados mide la señal eléctrica de un músculo; la salida es una señal filtrada y procesada, en unidades de voltios, dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado. En la figura 11 se observa el diagrama esquemático del dispositivo Muscle Sensor V3.



Figura 11. Diagrama de conexión del dispositivo muscle sensor V3.

(Fuente: <https://www.sparkfun.com/products/retired/11776>).

Las características más importantes del dispositivo son:

- Diseñado para uso en microcontroladores
- Control de ganancia ajustable por potenciómetro
- Voltaje de alimentación: + -3.5VDC min
- Dispone de panel de sensores de músculos
- Incluye 6 electrodos tipo superficie

b. Sensor tipo brazalete: Thalmic Labs MYO

El sensor tipo brazalete MYO, de la compañía Thalmic Labs; figura 12, tiene la función de controlar diferentes dispositivos a través de gestos/movimientos de los brazos en donde está ubicado el brazalete, utilizando un método basado en reconocimiento de movimientos.

El brazalete se coloca en el antebrazo y a través de sensores detecta la actividad de los músculos que se encuentran en dicha área, las señales obtenidas, previamente acondicionadas, permiten controlar dispositivos electrónicos. (Thalmic Labs, 2016)



Figura 12. Brazalete de sensores.

(Fuente:<http://clipset.20minutos.es/myo-el-brazalete-para-controlar-gadgets-con-gestos-y-musculos/>).

1.3.2. Actuadores

En general un actuador es un dispositivo que influye directamente en la señal de salida de un sistema automático, modificando su magnitud según las instrucciones que recibe de la unidad de control o controlador.

1.3.2.1. Tipos de servomotores

Pueden ser:

- Motor paso a paso
- Servomotor DC Brush (con escobillas)
- Servomotor DC Brushless (sin escobillas)
- Servomotor AC

A diferencia de los motores paso a paso, los servomotores DC o AC tienen un torque constante desde la velocidad de reposo hasta la nominal; y pueden generar torques instantáneos de hasta tres veces su valor nominal.

Por estas características y por la potencia requerida, los servomotores AC son adecuados para utilizar en el presente proyecto.

1.3.2.1.1 Servomotor AC

Los servomotores AC sin escobillas se utilizan como actuadores eléctricos de posicionamiento preciso, disponen de control de velocidad, aceleración y torque, además de su funcionamiento sin tantas horas de mantenimiento. Son muy utilizados en máquinas mecatrónicas, como en robots móviles, brazos robóticos industriales, máquinas-herramientas, máquinas automatizadas, etc.

Los servomotores AC de la marca GSK, son muy utilizados en el campo industrial en sistemas de automatización; por lo que a continuación se realiza una breve descripción de las características de este actuador.

a. Características

- Alta precisión en el posicionamiento, altas velocidades de respuesta, control del torque con torque nominal a cero revoluciones por minuto.
- La técnica de control de variables consiste en la aplicación de un tren de pulsos que corresponde con el movimiento a ejecutar.
- El rotor está constituido por imanes permanentes de alto magnetismo, con el cual se obtiene gran torque de arranque y parada para aplicaciones robustas.
- La carcasa de aluminio permite disipar el calor interno generado. Dependiendo de las condiciones ambientales de operación puede requerir ventilación forzada.
- Material aislante de nivel F para prolongar la vida del motor.
- Óptima correspondencia con el controlador, driver o servodriver AC para lograr una performance inmejorable.
- No tienen elementos de desgaste, como sucede con los motores DC, por lo que tienen una larga vida útil.

Además:

1. Los servomotores tienen un sensor o encoder incluido en su sistema, que realimentan al servodrive la información de posición, velocidad, aceleración y torque.

2. Puede alcanzar velocidades de hasta 3000 RPM con una precisión de 1/10000 fracción de revolución. Características de torque estables desde la velocidad mínima hasta la nominal.

En la figura 13 se observa el esquema de un servomotor AC marca GSK, con una unidad de control (driver).



Figura 13. Servomotor AC.

(Fuente: <http://techdesign.com.ec/tech/wp-content/uploads/2016/01/XINJE-Servomotor.jpg>).

b. Modo de Control

En general, la técnica de control de las variables del servomotor se realiza a través de la aplicación o generación de un conjunto o tren de pulsos digitales.

En la figura 14 se presenta el modo de control de sentido de giro del servomotor AC GSK, aplicando un conjunto de pulsos de dirección, o aplicando pulsos de sentido de giro horario / anti horario, o aplicando pulsos de fase (o desfase) de las señales.

Estos pulsos se aplican a los terminales PULS+ y SIGN+ del controlador del servomotor.

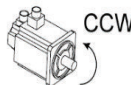
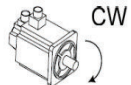
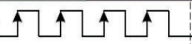




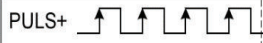






Pulse command mode	 CCW	 CW	PA14 setting value
Direction of pulse group	PULS+  SIGN+ 	PULS+  SIGN+ 	0 pulse + direction
CCW pulse group CW pulse group	PULS+  SIGN+ 	PULS+  SIGN+ 	1 CCW+CW pulse
A-phase pulse group B-phase pulse group	PULS+  SIGN+ 	PULS+  SIGN+ 	2 2-phase pulse group

Figura 14. Modo de control del servomotor AC GSK.

(Fuente: <http://gskcnc.com/catalog/index.php?cPath=23&osCsid=bjwmeieivplmeh>).

c. Parámetros básicos de Control

A continuación se presente el diagrama de bloques del control; figura 15, del servomotor AC GSK. Como se observa, se trata de un sistema en lazo cerrado, cuyas variables controladas son posición, velocidad, aceleración y potencia.



Figura 15. Parámetros básicos de control del servomotor AC GSK.

(Fuente: <http://gskcnc.com/catalog/index.php?cPath=23&osCsid=bjwmeievplmeh>).

d. Aplicaciones

Los servomotores AC tiene tiempos de respuesta muy cortos, por lo tanto son ideales para sistemas, procesos o máquinas donde las aceleraciones / desaceleraciones son muy grandes.

Como se mencionó, los servomotores AC pueden controlarse con hasta 300% del torque nominal instantáneo, característica que permite ser utilizado en aplicaciones de máquinas mecatrónicas automatizadas, como máquinas selladoras de fundas plásticas, máquinas dosificadoras de polvos, máquinas CNC, brazos robot Delta, brazos robot industriales, guillotinas cortadoras de papel, impresoras de papel, etiquetadoras, empacadoras, etc.

1.3.3. Diseño conceptual

Etapa del proceso de diseño en la cual se generan los conceptos o alternativas de diseño. En la figura 16 se presenta el esquema del diseño conceptual.

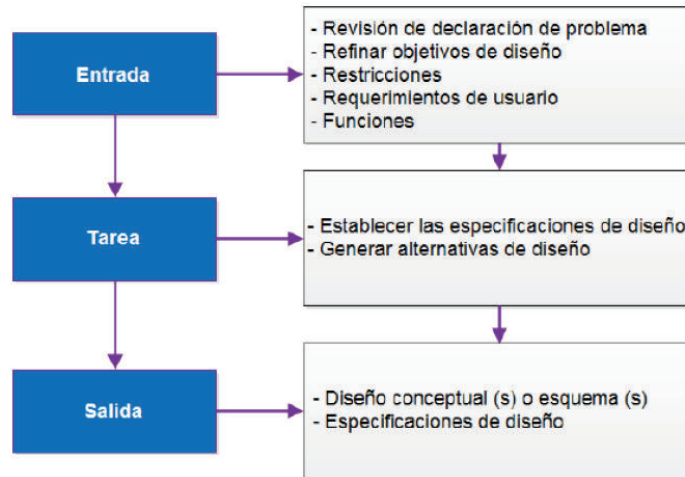


Figura 16. Esquema de diseño conceptual

(Fuente: <https://es.slideshare.net/tramullas/diseo-de-bases-de-datos-17102226>).

En el diseño conceptual se parte de la especificación de un producto y se obtiene como resultado un principio de solución plenamente aceptado. En esta fase se requiere una mayor coordinación entre las funciones del proceso. Ofrece resultados a otros niveles que tienen su interés y aplicaciones. En esta fase se puede concebir los productos innovadores.

1.3.3.1. Herramientas para el diseño conceptual

La herramienta más importante del diseño conceptual es el planteamiento o definición de la estructura funcional. Consiste en un diagrama de bloques que representan las funciones que debe realizar el producto, en donde los enlaces representan flujos de energía, materiales y señales entre entradas, salidas y funciones. (ANDREASEN, KAHLER, LUND, & SWIFT, 1998)

La estructura funcional se puede representar a nivel de la función global del producto o sistema; o, dependiendo de su complejidad, puede subdividirse en partes que contienen subfunciones de menor complejidad. La subdivisión se orienta a tres objetivos:

- a) Proporcionar una estructura funcional detallada y comprensible.
- b) Facilitar la búsqueda de principios de solución para las subfunciones, que deben dar principios de solución para la función global.
- c) Facilitar la creación de la estructura modular del producto.

El Diseño Conceptual es un proceso creativo; donde se elaboran soluciones a un problema, diferentes a las existentes. Los métodos de creatividad son aquellos cuyo objetivo es ayudar y estimular este proceso.

La creatividad se basa en tres componentes: los conocimientos y habilidades en el campo donde se trabaja; la motivación por el problema que debe resolverse; y la experiencia e intuición en relación al problema y sus circunstancias. Metodológicamente un proceso creativo sigue los siguientes pasos:

Imponerse al problema.- El creador debe conocer bien el enunciado y delimitaciones del problema. De no ser así, se generan falsos principios de solución que son descartados en la fase de evaluación.

Generar ideas.- Es el proceso principal de la creatividad, donde surgen ideas nuevas y se crean alternativas de principios de solución.

Se puede resolver de dos maneras: intentando hallar un principio de solución válido para la función global del sistema; o bien, intentando hallar soluciones parciales a subfunciones de la estructura funcional y después proceder a la solución global por combinación de éstas. Cualquier combinación de soluciones parciales no necesariamente constituye una solución a la función global.

Simular y evaluar soluciones.- Estos dos pasos sin formar parte directamente de la creatividad, constituyen elementos complementarios muy importantes; pues, apoyan la validación de los principios de solución y, aún en el caso de no validarlos, aportan con información. (BOOTHROYD, 1992)

1.3.3.1.1. Generación de principios de solución

Actualmente existen numerosos métodos para fomentar y estimular la creatividad en la solución.

a. Métodos Convencionales

a.1. Búsqueda en fuentes de información

Existen textos especializados, dedicados a la exposición de principios de solución o a la exposición de casos. En estos textos el diseñador puede hallar una fuente de inspiración / estimulación para aplicarlos.

a.2. Analogías con sistemas naturales

El estudio de las formas naturales, las organizaciones de comunidades de animales o vegetales, o los comportamientos pueden proporcionar, por analogía, importantes elementos de referencia para los problemas técnicos.

a.3. Analogías con otros sistemas técnicos

Los principios de solución aplicados con éxito en un determinado campo de la técnica, pueden ser transpuestos a situaciones análogas en otra aplicación, siempre que se adapte a los nuevos requerimientos.

a.4. Análisis de la competencia

El análisis de los productos de la competencia proporciona una referencia de las posibilidades y los límites de la técnica (o, estado de la técnica) del producto.

b. Métodos Intuitivos

b.1. Brainstorming (lluvia de ideas)

Es un método para generar ideas a partir de crear las condiciones de apertura de la mente y ambiente distendido a un grupo no jerárquico, con miembros de procedencias distintas, que aporten con toda libertad ideas en relación al proyecto que, a su vez, desencadenen nuevas ideas en el resto de participantes. (RIBA R., 2002)

b.2. Sinéctica

Consta de dos etapas. La primera (hacer lo extraño familiar), consiste fundamentalmente en el análisis del problema y sus delimitaciones. La segunda (hacer lo familiar extraño), consiste en trasponer el problema a otras situaciones a través de analogías:

Personal, el participante intenta ponerse en la situación del problema.

Directa, se busca una situación análoga en otro campo de aplicación.

Simbólica, se intenta describir el problema simbólicamente.

Fantástica, donde se intenta describir una solución ideal. (RIBA R., 2002)

b.3. Método Delphi

Se solicita a los expertos su opinión acerca de un tema. La encuesta se organiza en varias fases:

En la primera, se pregunta individualmente a cada experto qué puntos pueden resolver el problema.

En las *siguientes fases* se pregunta nuevamente a los expertos su opinión sobre las respuestas más frecuentes de la fase anterior, con lo que las respuestas tienden a converger. (RIBA R., 2002)

c. Métodos Discursivos

c.1. Estudio sistemático de procesos físicos

Se relaciona con la modelización y exploración de comportamientos, que pueden ser deducidos de leyes físicas o modelos técnicos aceptados. Éste es uno de los sistemas más utilizados y, generalmente, proporcionan resultados rápidos y satisfactorios.

c.2. Esquemas de clasificación

Consiste en desarrollar sistemáticamente principios de solución y ordenarlos por medio de una tabla generalmente de dos entradas, una de ellas determinada por un parámetro significativo y, la otra con las distintas soluciones obtenidas. (RIBA R., 2002)

c.3. Generación de variantes por inversión

Se genera nuevas variantes por inversión, cambio o transposición de funciones a un principio de solución ya conocido.

Por ejemplo, las cerraduras normalmente se incorporan a las puertas, pero se pueden incorporar en los marcos (nuevo principio de solución).

1.3.4. Diseño a detalle

Fase en la que el diseño final es refinado, optimizado y detallado. En la figura 17 se presenta un esquema del diseño a detalle.

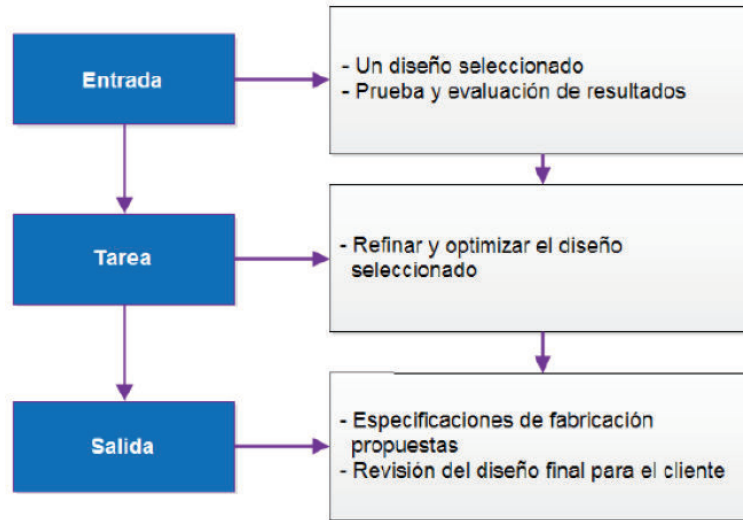


Figura 17. Esquema de diseño a detalle.

(Fuente: <https://es.slideshare.net/tramullas/diseo-de-bases-de-datos-17102226>).

Los objetivos esta fase son:

- Comprobar y confirmar; y si procede modificar las hipótesis y soluciones del diseño básico.
- Desplegar todos los documentos necesarios para la fabricación del producto. Para lo cual se debe suministrar toda la información toda la información técnica, económica y legal al promotor; asimismo, suministrar los datos técnicos, detalles constructivos y condiciones en que debe fabricarse (o construirse) el objeto del proyecto.
- Servir de documento de gestión en aquellos casos en los que el anteproyecto o diseño básico es insuficiente o no existe.

Los resultados del diseño de detalle son los planos de las piezas y conjuntos específicos, la documentación de los componentes y la relación de piezas y conjuntos (o módulos), todos ellos con su denominación, número de referencia, número de piezas, material y otras especificaciones técnicas (sobre acabados, procesos, ensayos) o de gestión (normas de aplicación, suministradores, contratistas). (RIBA R., 2002)

1.3.5. Proceso de manufactura

1.3.5.1. Diseño para la fabricación

El Diseño para la fabricación (DFM, Design For Manufacturing) es un paso previo a la ingeniería concurrente; además de la función, se diseña para que el producto sea fácil y económico de producir o fabricar. (RIBA R., 2002)

Fabricar significa, a partir de materias primas, productos semielaborados y componentes de mercado, construir un producto o una máquina.

Engloba, como mínimo los siguientes aspectos:

1.3.5.1.1. Conformación de piezas

Consiste en dar forma a las piezas y a los componentes básicos de un producto por medio de diferentes procesos, como fundición, forja, laminación, deformación, sinterizado, mecanizado, extrusión, inyección, tratamientos térmicos, recubrimientos, etc., y realizar primeras composiciones y uniones permanentes (calar ejes, rebordonar, soldar, formar componentes básicos).

1.3.5.1.2. Montaje del producto

Ensamblar el producto a partir de piezas y componentes elementales. Comprende operaciones de inserción, de referenciación, de unión; puesta a punto, ajuste, llenado de fluidos, de inicialización, etc.

Se han desarrollado métodos de ingeniería concurrente que son:

1.3.5.1.3. Diseño para la conformación

[Pugh, 1991] describe al diseño para la conformación como DFPP (Design For Piecepart Productibility), que podría entenderse como diseño para la productividad de piezas y componentes. Otros autores asignan el concepto de DFM (Design For Manufacturing).

1.3.5.1.4. Diseño para el montaje

Consiste en reconsiderar el diseño global del producto teniendo como objetivo la facilidad y la calidad del montaje, tomando en cuenta la reducción de costos (sin olvidar la funcionalidad).

En el diseño para el montaje es útil y conveniente, independientemente del tipo, considerar el montaje manual asistido, el montaje automatizado con medios genéricos, o montaje automatizado con medios específicos. (RIBA R., 2002)

1.3.5.1.5. Recomendaciones en el diseño para el montaje

Las principales recomendaciones en el diseño de un nuevo producto o en el rediseño de un producto existente teniendo presente el montaje, son: estructurar en módulos, disminuir la complejidad, establecer un elemento de base, limitar las direcciones de montaje, facilitar la composición, simplificar las uniones.

1.3.5.1.6. Carácter integrador del montaje

El montaje tiene un carácter integrador por excelencia en el proceso productivo. Todas las piezas y componentes deben encajar e interrelacionarse correctamente para proporcionar la función para la cual ha sido concebido el producto.

Aquí se detectan de forma inmediata muchos de los defectos de concepto en el diseño, así como los de ejecución durante su fabricación.

1.3.5.1.7. Diseño para la Manufactura y el Ensamblaje

Actualmente es frecuente la consideración conjunta de estas dos metodologías usadas en la fabricación, conocido como DFMA (Design For Manufacturing and Assembly). Es un planteamiento adecuado; ya que, la simplificación del montaje conlleva la fabricación de piezas más complejas o viceversa, por lo que hay que establecer compromisos entre estos dos aspectos. (RIBA R., 2002)

1.3.5.1.8. Calidad a través del Diseño

En la ingeniería concurrente se considera los requerimientos de calidad desde la etapa de diseño del producto. Tiene los siguientes objetivos:

- a) Asegurar que el producto o servicio cumpla con los requerimientos y necesidades de los usuarios.
- b) Establecer criterios, parámetros y tolerancias adecuadas para la fabricación y posterior funcionamiento robusto del producto.
- c) Concebir productos en los que los procesos de fabricación y montaje facilitan una producción sin errores y con mínimos costos e incidencias.
- d) Asegurar que el producto o servicio funcione sin fallos durante su utilización o, en su defecto, que su mantenimiento y reparación sean los adecuados.

Tradicionalmente, se han utilizado herramientas clásicas para asegurar la calidad del producto, como cálculos de fatiga y ensayos de durabilidad de piezas y componentes, destinados a asegurar la fiabilidad del producto. Actualmente existen métodos y asistentes del diseño que se basan en la concepción más global de la calidad. Destacan:

- a) Desarrollo de la función de calidad (QFD, Quality Functional Deployment).
- b) Diseño de experimentos (DOE, Design Of Experiments).
- c) Análisis de modos de fallo y sus efectos (FMEA, Failure Modes and Effects Analysis, MIL-STD 16291).

2. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

2.1. Introducción

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano, en ella se unen tres huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y de la rótula, constituye una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera que soporta todo el peso del cuerpo en el despliegue y la recepción de saltos. (Cailliet, 2006)

Su mecánica articular resulta muy compleja, pues por un lado debe poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; por otro, debe estar dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera, y para orientar eficazmente al pie en relación con las irregularidades del terreno. (Góndora García & Rosales García, 2003)

2.2. Anatomía de la rodilla

La rodilla es una articulación del tipo sinovial, compuesta por dos uniones estructural y funcionalmente diferentes que se complementan entre sí: la Articulación tibio-femoral y la Femorrotuliana.

2.2.1. Articulación tibiofemoral

La articulación Tibiofemoral está formada por el extremo distal del fémur y las caras proximales de la tibia. El extremo distal del fémur lo constituye dos carillas convexas de los cóndilos separadas por una profunda escotadura en forma de U, denominada fosa intercondílea; figura 18.

Toda la superficie está formada por medio de una capa delgada de cartílago, siendo 3 mm el espesor máximo que alcanza.

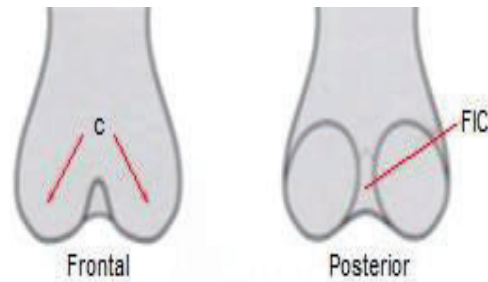


Figura 18. Cóndilos femorales

(Fuente: Moderno M., 2004).

Dónde: (c) localizadas en el extremo del fémur y recubiertas de cartílago en su cara posterior, entre los cóndilos se encuentra la fosa intercodilea (FIC).

La articulación tibiofemoral es inestable debido a sus caras incongruentes. La convexidad de los cóndilos femorales y la estructura de las concavidades tibiales son asimétricas y, consecuentemente inestables. La simetría y por lo tanto la congruencia, son restauradas fisiológicamente por los meniscos bilaterales cuyas caras se aproximan a la congruencia igualando así la distribución de las carga; figura 19. No obstante, es necesaria una mínima incongruencia para una adecuada lubricación de la articulación. Esta deficiencia es restaurada por los meniscos, estructuras fibrocartilaginosas en forma de media luna; que se insertan entre la cara articular superior de la tibia y los cóndilos femorales para restablecer la concordancia entre ellos. (Moderno M. , 2004)

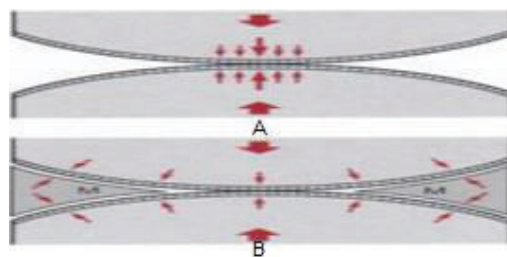


Figura 19. Influencia de los meniscos en la distribución de la carga.

(Fuente: Moderno M., 2004).

Dónde: A, Sin el menisco, la carga se concentra en el centro de las áreas de contacto. B, los meniscos (m) distribuyen la carga a lo largo de todas las caras de las mesetas tibiales y los cóndilos femorales.

2.2.2. Articulación femororrotuliana

La rótula es un hueso sesamoideo que forma parte del tendón del cuádriceps femoral, que está constituido por tres láminas: la capa superior del cuádriceps femoral, la capa media de las caras lateral y medial del fémur (vasto interno y vasto externo) y la capa profunda de las caras anterior y lateral del fémur (vasto intermedio). La capa superficial recubre la porción anterior de la rótula. El vasto interno y el externo se insertan en la cara media (superior y lateral) de la rótula, y el vasto intermedio en el borde posterosuperior.

La rótula está unida a la extremidad del fémur por medio de las fibras provenientes de sus caras externa e interna, las cuáles se separan hacia los lados insertándose en los cóndilos femorales (Figura 20). Actúa conjuntamente con el fémur para crear una superficie de deslizamiento, facilitando el apoyo por medio de una palanca mecánica. (Moderno M. , 2004)

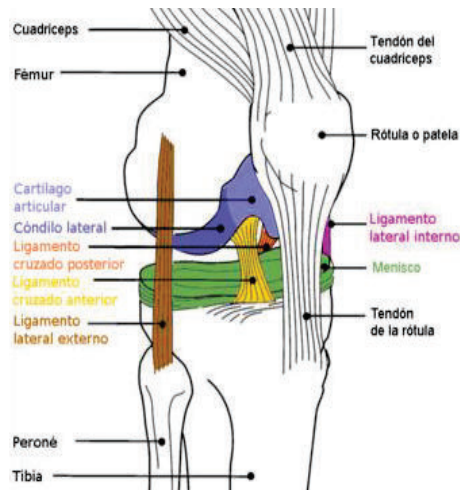


Figura 20. Ubicación de la rótula.

(Fuente: La rodilla: perfil de lesiones , 2015).

Existen numerosas bolsas en torno a la articulación de la rodilla que evitan la fricción y permiten la lubricación. Una bolsa es un saco que contiene el líquido sinovial localizado entre los tendones y los ligamentos; figura 21.

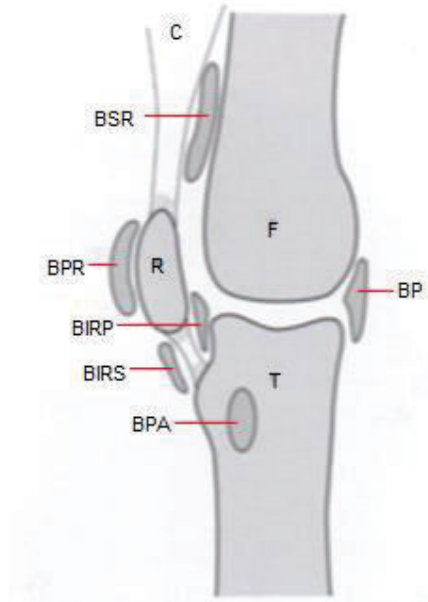


Figura 21. Bolsas en torno a la articulación de la rodilla.

(Fuente: Moderno M., 2004).

Dónde: Fémur (F), tibia (T), músculo cuádriceps (C), rótula (R), bolsa suprarrotuliana (BSR), bolsa infrarrotuliana profunda (BIRP), bolsa prerrotuliana (BPR), bolsa infrarrotuliana superficial (BIRS), bolsa del pie anserino (BPA) y bolsa poplíteica (BP), que puede ser una hernia de la cápsula.

2.2.3. Músculos

Los músculos a más de brindar movimiento, son los principales estabilizadores de la rodilla, el grupo muscular que realizan estas funciones nacen desde la parte superior de la articulación de la cadera. (Extensores de rodilla, 2015)

De acuerdo con la función que cumplen, los músculos se clasifican en:

- Anteriores, que intervienen en la extensión de la rodilla
- Posteriores, que interviene en la flexión
- Internos, denominados aductores, laterales, abductores, encargados del movimiento de rotación. (Donoso, 2007)

2.2.3.1. Extensores

El músculo extensor más importante es el cuádriceps crural, que está formado por cuatro fascículos, el recto anterior que nace en la espina iliaca, atravesando la articulación de la cadera y los vastos interno, externo y crural, cuyos orígenes están en el cuerpo femoral. Estos músculos convergen en un mismo tendón que se inserta en la tibia atravesando la rótula; figura 22. Puede alcanzar una fuerza máxima de hasta 142 Kg.

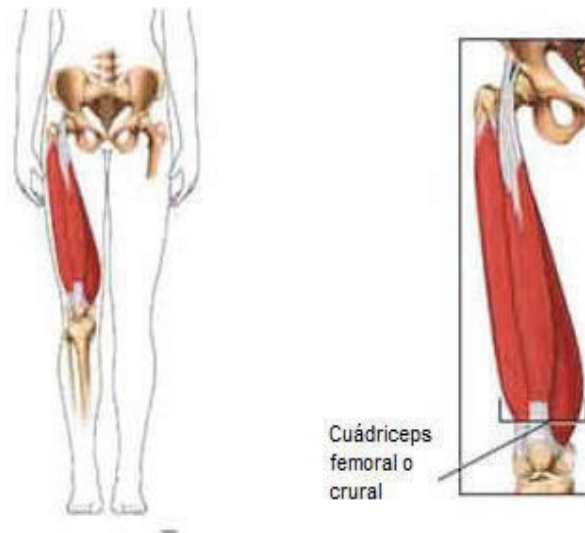


Figura 22. Músculos extensores, cuádriceps crural.

(Fuente: <http://diccionariobiologia.blogspot.com/2015/03/que-es-cuadriceps-crural.html>).

2.2.3.2. Flexores

Los músculos que tienen relación tanto en la flexión como en la rotación de la rodilla, son los que se encuentran en la parte posterior del muslo y la pierna y su fuerza es mucho menor a la de los músculos extensores, puesto que tienen que elevar únicamente la pierna y el pie. Son de suma importancia en la locomoción, llevando al miembro inferior de la posición posterior a la anterior. (RHDA, 2005)

A este grupo pertenecen los músculos isquiotibiales (semitendinoso, semimembranoso y bíceps femoral); figura 23. Además, el *músculo semitendinoso* (16,8 Kg) se origina en el área del coxis, recorre la parte interna del muslo rebasa la rodilla y en unión con los músculos sartorio y recto interno forman un tendón denominado pata de ganso que

flexiona la rodilla. Cuando existe flexión, este músculo permite la rotación interna de la pierna sobre el fémur. (Moderno, 2004)

Funciones similares cumple el *semimembranoso* (13,2 Kg) que desciende por el fémur hasta la tibia. (RHDA, 2005)

Bíceps femoral (10 Kg) inicia en el área de la cadera, baja por la parte posterior hasta llegar a la línea áspera del fémur. Actúa en la flexión y rotación de la externa de la rodilla. (RHDA, 2005)

Gastronemio, interviene en menor grado en el movimiento de la rodilla, debido a que tiene su origen arriba de la misma, pues nacen de los cóndilos femorales y se extienden hasta juntarse con el músculo sóleo formando un tendón común que se inserta en el calcáneo. La función que realiza depende de la posición en la que se encuentre la pierna, pues si se encuentra sin apoyo interviene en la flexión y en la extensión cuando está apoyada. (Moderno, 2004)



Figura 23. Músculos flexores de la rodilla; posteriores del muslo semimembranoso.

(Fuente: Moderno M., 2004).

Dónde: Músculo semimembranoso(SM), músculo semitendinoso (ST), músculo bíceps femoral (BF), tuberosidad isquiática (TI), músculo tensor de la fascia lata (TFL).

2.2.4. Rehabilitación de rodilla

Las alteraciones que pueden producirse en la rodilla, son por diferentes circunstancias, siendo las más comunes: las lesiones de ligamentos, meniscos o enfermedades de tipo degenerativo como la artrosis. Para lo cual, su tratamiento siempre requerirá la implementación de una terapia de rehabilitación; con la finalidad de mantener la

flexibilidad en la articulación, evitar su rigidez y limitación articular. Permite además actuar directamente en la musculatura, fortaleciéndola para obtener mayor estabilidad, facilitar el movimiento y controlar el dolor (R. Caillet, 2006)

2.2.4.1. Terapia para devolver la movilidad a los músculos de la articulación

Luego de una cirugía de meniscos, el paciente queda completamente inmovilizado la primera semana, luego de lo cual el médico prescribe el tratamiento respectivo, que le permita recuperar la movilidad de la articulación de la rodilla. (Moderno, 2004)

Este proceso debe realizarse en forma gradual y paulatina progresando lentamente con la flexión. El ejercicio debe realizarse con el paciente ya sea sentado o acostado, el mismo que consisten en realizar repeticiones de 10, descansar 5 minutos y retomar nuevamente; figura 24.

- 0 – 20° de flexión durante las dos primeras semanas
- 0 – 40° de flexión a las cuatro semanas
- 0 – 60° de flexión a las seis semanas
- 0 – 90° de flexión a las 8 semanas



Figura 24. Ejercicios para recuperar la movilidad en la rodilla.

(Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/ejercicios/438-2>).

2.2.4.1.1. Fortalecimiento de los músculos cuádriceps

Para fortalecer los músculos cuádriceps, se debe realizar ejercicios de flexo – extensión de la rodilla, para lo cual el paciente sentado sobre un plano duro con las rodillas flexionadas 90° y la espalda recta, debe extender completamente la rodilla y mantenerla en esa posición durante 10 segundos, generando tensión en la pierna, dirigiendo la punta del pie hacia el paciente, relajar y repetir el ejercicio: figura 25. (Lorenzo M.A., 2007)



Figura 25. Ejercicios de flexo – extensión.

(Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/ejercicios/438-2>).

A más de los programas de rehabilitación plateados, la silla de cuádriceps es empleada para la rehabilitación de pacientes con trastornos patológicos más graves como distrofia muscular o la paraplejia, entre otros.

2.3. Biomecánica de miembros inferiores

La rodilla cuenta con un solo grado de libertad de movimiento, esto es flexión y extensión. Este movimiento permite a la rodilla regular la distancia de separación del cuerpo con el suelo, esto se lo consigue acercando o alejando el extremo de la pierna a la raíz de la misma, es decir acercando o alejando el glúteo, además de este principal sentido de libertad, la rodilla cuenta con un segundo sentido de libertad, que se presenta solamente en la flexión. (Bronzino, 2008)

Desde el punto de vista de la biomecánica, la rodilla realiza la transmisión de cargas, conservación de momentos y brinda un par de fuerza adecuado. Ésta articulación es uno

de los brazos de palanca más largos del cuerpo, soporta grandes fuerzas, siendo por ello más susceptible a sufrir lesiones. (MNPDS y Víctor H., 2003)

2.3.1. Rangos de movimiento

El movimiento de la rodilla se presenta en tres planos: sagital, frontal y transversal, el movimiento más representativo es el de flexo – extensión que se produce en el plano sagital, que es el plano más común para realizar el análisis biomecánico de la articulación. (Bronzino, 2008)

Los movimientos de las articulaciones del sistema músculo – esquelético, son en gran medida movimientos rotacionales y tienen lugar sobre una línea perpendicular al plano en el que ocurre dicho movimiento; a ésta línea se le conoce como eje de rotación. Existen tres ejes de rotación que pueden definirse por la intersección de los ejes: sagital, frontal y vertical o longitudinal; figura 26.

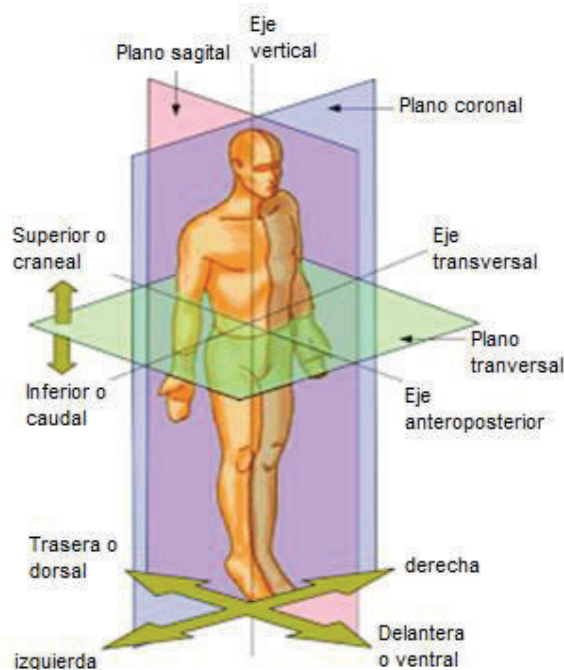


Figura 26. Planos y ejes de movimiento del cuerpo.

(Fuente: <http://uruguayeduca.edu.uy/Portal.Base/Web/VerContenido.aspx?ID=208129>).

En extensión completa la articulación se bloquea impidiendo la rotación interna o externa, debido al choque entre los cóndilos femorales y tibiales. La posibilidad de rotar aumenta a medida que se flexiona la extremidad hasta llegar a los 90° de flexión, donde la rotación

interna varía desde 0° hasta los 30° y la externa de los 0° a los 40°; figura 27, a y b respectivamente.

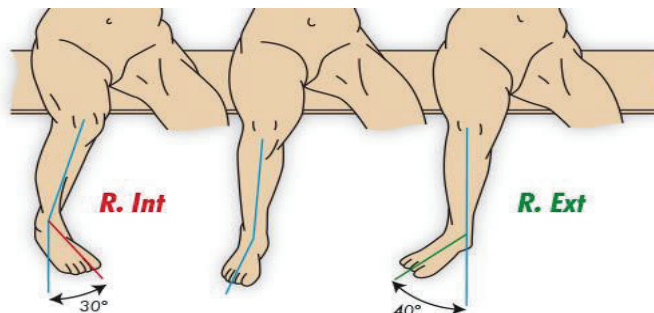


Figura 27. Rotación de extremidades inferiores. a) Rotación interna, b) Rotación externa.

(Fuente: Kapandji., 2000).

El grado de flexión que puede alcanzar la rodilla; figura 28, depende de la posición de la cadera, así cuando la cadera se extiende 140° (a), la flexión alcanza los 120° (b), si se flexiona y 160° durante la flexión pasiva de la rodilla (c). (Pons, 2008)

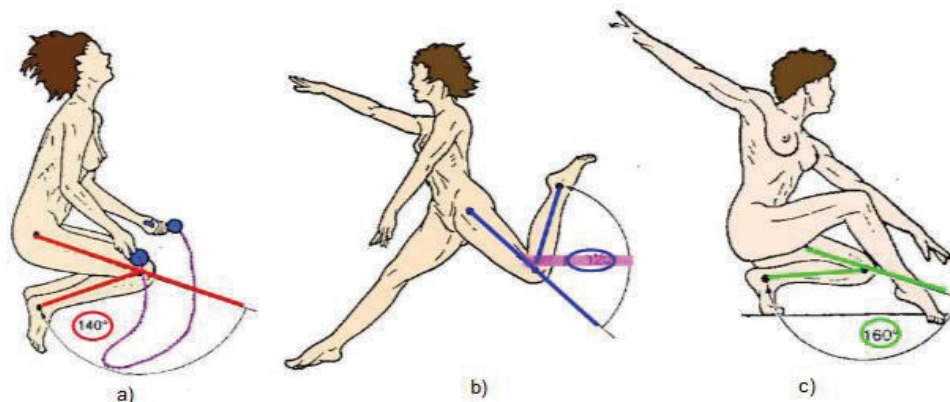


Figura 28. Ángulos de flexión máxima de la rodilla.

(Fuente: Pons, 2008).

La abducción y aducción se produce en el plano frontal y aumentan con la flexión, así cuando la rodilla se encuentra a 30° de flexión, estos movimientos alcanzan su máxima amplitud que es de tan solo unos pocos grados; figura 29. (MNPDS y Víctor H., 2003)



Figura 29. Abducción y aducción de la rodilla.

(Fuente: Whittle, 2007).

2.3.2. Cinética

La cinemática define el rango de movimiento y describe el movimiento de superficie de una articulación en los tres planos. La Cinética hace referencia al análisis estático y dinámico de las fuerzas y momentos que actúan sobre una articulación, que se producen por el peso del cuerpo, la acción muscular, la resistencia de los tejidos blandos y los pesos externos que se aplican en una situación dada y permite identificar momentos y fuerzas elevadas y las circunstancias bajo las cuales se producen (MNPDS y Víctor H., 2003)

2.3.2.1. Estática y dinámica de la articulación tibiofemoral

El análisis estático de una articulación permite determinar las fuerzas y momentos presentes en la misma durante la ausencia de movimiento o en un determinado instante de una actividad. Para que este análisis sea completo, se requiere de varios parámetros de fuerzas y momentos en tres dimensiones, lo cual resulta muy complejo de manejar. Es por ello que se opta por una técnica más simple, lo cual se basa en el estudio de un diagrama de cuerpo libre, limitándose a analizar en un solo plano y las tres principales fuerzas coplanares que actúan en la articulación, las mismas que se designan en forma vectorial

En el diagrama de cuerpo libre de la rodilla; figura 30, empleado para determinar la fuerza de reacción sobre la articulación Tibiofemoral de la pierna en carga durante la subida de un escalón; las tres principales fuerzas coplanares que actúan sobre la pierna son la fuerza de reacción el suelo (W), la fuerza del tendón rotuliano (P) y la fuerza de reacción articular (J). (MNPDS y Víctor H., 2003)

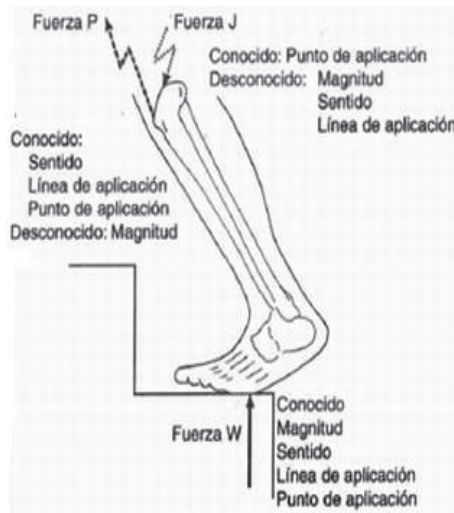


Figura 30. Diagrama de cuerpo libre de la articulación de la rodilla.

(Fuente: MNPDS y Víctor H., 2003).

Debido a que la pierna está en equilibrio, las líneas de aplicación para las tres fuerzas se cruzan en un punto, las dos fuerzas (W y P) se conocen, la línea de aplicación para la tercera fuerza (J) se puede determinar.

Las líneas de aplicación para las fuerzas W y P se prolongan hasta que se cruzan, la línea de aplicación para J se puede dibujar entonces desde su punto de aplicación sobre la superficie tibial a través de punto de intersección; figura 31.

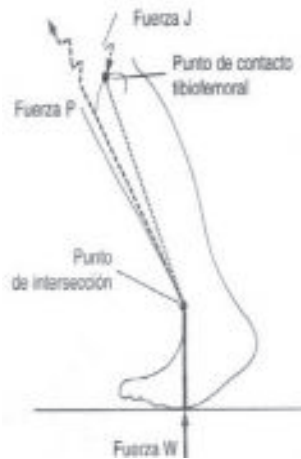


Figura 31. Líneas de aplicación de las fuerzas coplanares.

(Fuente: MNPDS y Víctor H., 2003).

Una vez determinada la línea de aplicación para J, es posible construir un triángulo de fuerza; figura 32. Primero se dibuja el vector que representa W. Posteriormente se dibuja P desde la cabeza del vector W, luego para cerrar el triángulo, se dibuja la fuerza J desde cabeza del vector P. El punto en el que las fuerzas J y P se cruzan, definen la longitud de estos vectores. Ahora que se conoce la longitud de los tres vectores; la magnitud de las fuerzas P y J, puede ser graduada a partir de la fuerza W, que es igual al peso corporal. Se determina por el número de veces que la longitud de la fuerza W puede alinearse a lo largo de la fuerza P y J, respectivamente. En este caso la fuerza P es 3.2 veces el peso corporal y la fuerza J es 4.1 veces el peso corporal.

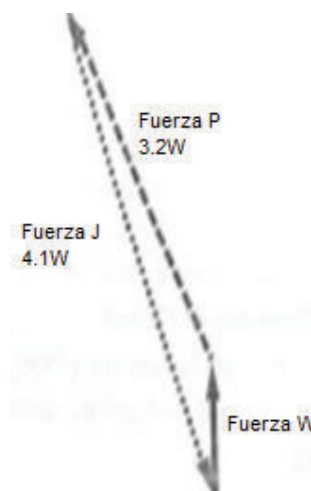


Figura 32. Triángulo de fuerzas.

(Fuente: MNPDS y Víctor H., 2003).

Los dos principales momentos que actúan alrededor del centro del movimiento de la articulación tibiofemoral (punto sólido) se designan sobre el diagrama de cuerpo libre de la pierna durante la subida de un escalón.

El momento de flexión sobre la pierna es el producto del peso corporal (W , la fuerza de reacción del suelo) y su brazo de palanca (a) que es la distancia perpendicular de la fuerza W al centro de movimiento de la articulación tibiofemoral.

El momento de extensión de contraposición, es el producto de la fuerza de los músculos cuádriceps a través del tendón rotuliano (P) y su brazo de palanca (b); figura 33.

Debido a que la pierna está en equilibrio, la resultante de estos dos momentos debe ser igual a cero $\sum M=0$. (MNPDS y Víctor H., 2003)

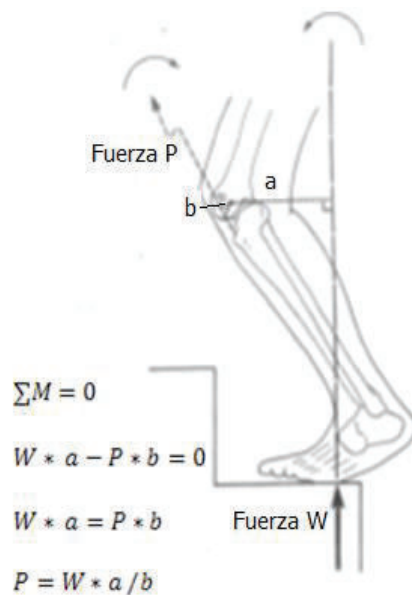


Figura 33. Momentos que actúan en el centro de movimiento de la articulación Tibiofemoral.

(Fuente: MNPDS y Víctor H., 2003).

En la mayoría de las actividades del ser humano, la rodilla está en condiciones dinámicas, las fuerzas que se consideran para este análisis son las mismas que en el estático, además de la aceleración de la parte del cuerpo a estudiar y los momentos de inercia, despreciando las fuerzas de fricción que son insignificantes. (MNPDS y Víctor H., 2003)

El procedimiento para determinar las fuerzas que actúan sobre una articulación en un instante particular de tiempo durante una actividad dinámica, es:

1. Se identifican las estructuras anatómicas: definiciones de estructuras, referencias anatómicas, punto de contacto de la superficie articular y los brazos de palanca involucrados en la producción de fuerzas para los análisis biomecánicos.
2. Se determina la aceleración angular de la parte corporal móvil.
3. Se determina el momento de inercia de la masa de la parte corporal móvil.
4. Se calcula el torque (momento) que actúa sobre la articulación.

De acuerdo con la segunda ley de Newton:

$$T = I \times \alpha$$

Ec. 1

Dónde:

T= Torque (Nm)

I= Momento de Inercia (Nms²)

α = Aceleración angular (r/s²)

5. Se calcula la magnitud de la principal fuerza muscular de aceleración de la parte corporal. A partir de los datos obtenidos de T y la distancia d (brazo de palanca de la fuerza), $F = T/d$. (MNPDS y Víctor H., 2003)
6. Se calcula la magnitud de la fuerza de reacción articular en un instante particular de tiempo mediante el análisis estático.

2.3.2.2. Estática y dinámica de la articulación Femorrotuliana

Cuando la persona se encuentra de pie y relajada, la fuerza que ejerce el músculo cuádriceps es mínima, pues su función es únicamente contrarrestar los pequeños momentos de flexión sobre la articulación Femorrotuliana, que se producen debido a que el centro de gravedad del cuerpo se encuentra prácticamente encima del centro de rotación de la articulación. A medida que se produce la flexión, el centro de gravedad se desplaza alejándose del centro de rotación, lo cual produce momentos de flexión bien elevados, incrementándose a la vez la fuerza del músculo cuádriceps que tiene que contrarrestarlos. Este momento de fuerza produce a su vez una mayor fuerza de reacción de la articulación femorrotuliana. El movimiento de flexión influye en la fuerza de reacción de la articulación, así al mantener una fuerza de flexión de 90°, esta fuerza alcanza una magnitud de 2,5 a 3 veces el peso corporal. (MNPDS y Víctor H., 2003)

3. DISEÑO DEL BANCO DE CUÁDRICEPS

3.1. Introducción

El diseño biomecánico del cuerpo humano permite tener una representación de cada una de las extremidades, por medio de un diagrama, en el cual se toma como origen de coordenadas o sistema cartesiano de referencia al torso, puesto que constituye el segmento más grande del cuerpo, además de su ubicación central, que permite determinar la orientación y posición de los demás segmentos del cuerpo con relación a este punto; figura 34 a. En la figura 34 b, se observa el diagrama del cuerpo humano en la posición sentada en el cual se han definido ejes cartesianos en cada uno de los segmentos que conforman cada una de las extremidades del cuerpo (superiores, inferiores, torso, etc.). (Huston, 2009)

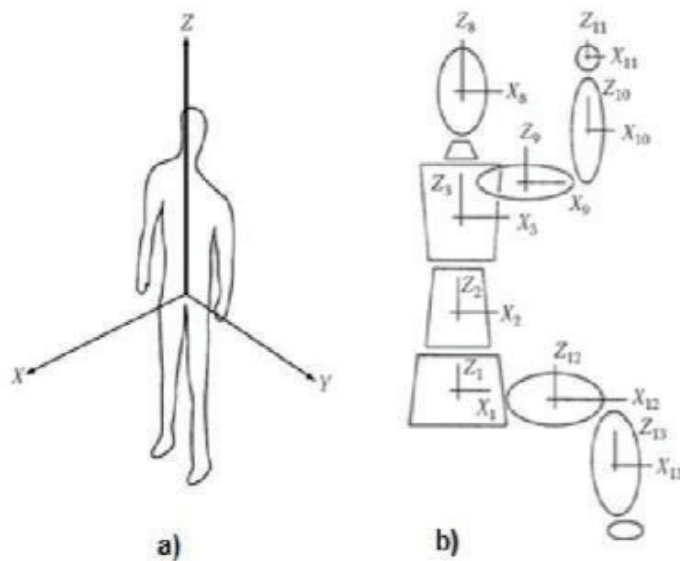


Figura 34. Diseño biomecánico del cuerpo humano, a) Coordenadas cartesianas de referencia, b) Diagrama de segmentos del cuerpo humano.

(Fuente: Huston, 2009).

3.1.1. Antropometría

La antropometría es la disciplina que describe las diferencias cuantitativas del cuerpo humano, estudia las dimensiones tomando como referencia distintas estructuras anatómicas, y sirve de herramienta a la ergonomía con el objeto de adaptar al entorno a las personas. (Mondelo & Gregori, 2009)

Las mediciones que se realizan mediante la antropometría tienen variación de un individuo a otro, por tal razón se establecen características estándar para el cuerpo humano, éstas vienen dadas en percentiles: 5%, 50% y 95% acorde al peso, altura y género, tal y como se muestra en la tabla 2. (Huston, 2009)

Tabla 2. Datos antropomórficos por percentil.

Datos	Masculino			Femenino		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
Estatura	1.649	1.759	1.869	1.518	1.618	1.724
Masa	66.21	80.5	96.41	49.4	59.85	72.43

(Fuente: Huston, 2009).

3.1.2. Modelamiento Biomecánico

Para realizar la modelación se toma en cuenta el percentil 50% del género masculino, debido que bajo éstas condiciones, nos proporcionan datos reales para la modelación siendo éstos los que generen las cargas máximas a las cuales estará sometida la rodilla. Es necesario contar con los datos geométricos, masas y momentos de inercia de la extremidad inferior, estos datos se encuentran especificados en las tablas 3 y 4.

Tabla 3. Datos obtenidos para la modelación.

	Muslo	Pierna	Pie
Longitud (m)	0.42875	0.4305	0.266
Masa (Kg)	8.05	3.7432	1.167

(Fuente: Huston, 2009).

Tabla 4. Matriz de inercia de la extremidad inferior.

Matriz de momento de inercia del muslo	$2.1 * \begin{bmatrix} 0.032 & 0 & 0 \\ 0 & 0.130 & 0 \\ 0 & 0 & 0.130 \end{bmatrix}$
Matriz de momento de inercia de la pierna	$7.9 * \begin{bmatrix} 0.011 & 0 & 0 \\ 0 & 0.001 & 0 \\ 0 & 0 & 0.011 \end{bmatrix}$
Matriz de momento de inercia del pie	$0.7 * \begin{bmatrix} 0.001 & 0 & 0 \\ 0 & 0.009 & 0 \\ 0 & 0 & 0.009 \end{bmatrix}$

(Fuente: Huston, 2009).

El modelamiento se plantea tal que las extremidades inferiores inicien en la posición cuando el cuerpo humano se encuentra sentado. Las librerías de Simulink de Matlab, se usan para realizar la modelación en donde se establecen tres cuerpos principales.

El Muslo se considera un cuerpo fijo debido que al encontrarse en posición sentada ésta no genera ningún tipo de movimiento por lo cual en el diagrama de bloques se realizan fijaciones en los extremos de ésta teniendo como resultado un cuerpo que permanecerá sin movimiento en el transcurso de la simulación, ésta se muestra en la figura 35. La unión de los puntos extremos del cuerpo a las fijaciones se realiza mediante articulaciones de revoluta para de esta manera se evita cualquier error en la simulación ya que si se une el cuerpo directamente a la fijación ocasionará un error debido a que Simulink Sim-Mechanic no permite unir o fijar un cuerpo sin que exista un bloque de articulación entre éstos.

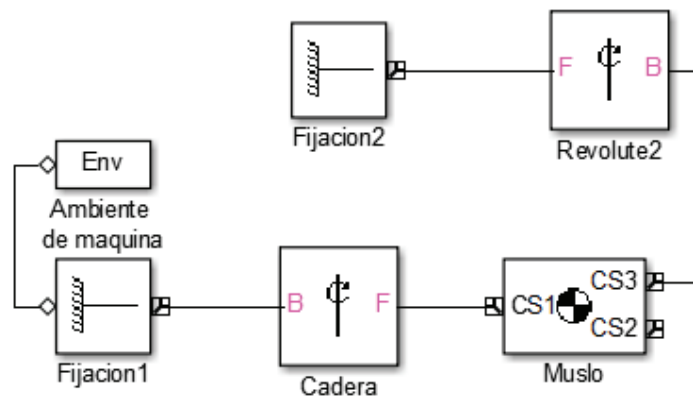


Figura 35. Diagrama de bloques para el muslo.

(Fuente: Autores).

La Pierna se encuentra unida por la rodilla al muslo, en el software se replica estas condiciones biomecánicas de la extremidad inferior, donde en la articulación puede realizar el movimiento de giro en un eje; se incluye un actuador que es el encargado de generar el movimiento de extensión de la extremidad, de esta manera se puede obtener los datos de torque al que está sometida la articulación mediante un sensor y un visualizador como se muestra en la figura 36. Adicionalmente a ésta, se agrega un bloque de condiciones iniciales y un bloque de un subsistema que contiene la trayectoria del movimiento que debe seguir el actuador para que la extremidad inferior llegue a su posición de extensión.

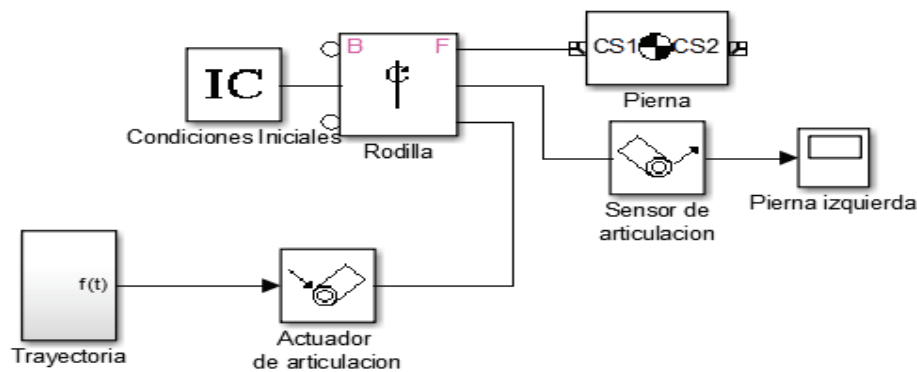


Figura 36. Diagrama de bloques para la pierna

(Fuente: Autores).

La figura 37 muestra el contenido del subsistema *trayectoria*, que está conformado por el bloque de evaluación que son los puntos donde se evaluará el bloque del polinomio de trayectoria, este polinomio es una interpolación para generar la trayectoria que debe seguir la articulación, se usa los bloques de derivación para obtener la velocidad y aceleración angular.

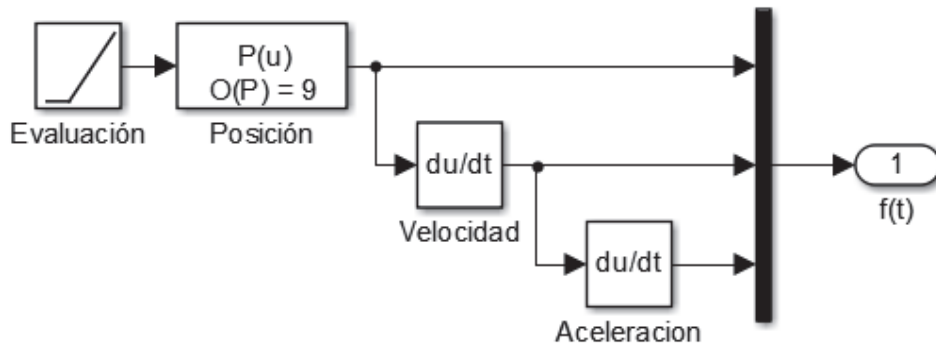


Figura 37. Diagrama de bloques de la trayectoria de la rodilla.

(Fuente: Autores).

El pie se modela de manera que esté sujeto a la pierna mediante el tobillo, en este caso se utiliza una articulación que no permite el movimiento, debido a que en el momento de realizar la rehabilitación ésta no variará de posición.

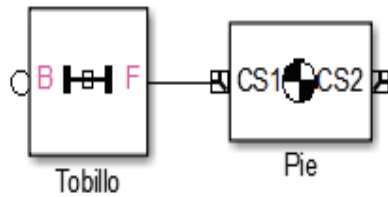


Figura 38. Diagrama de bloques del pie.

(Fuente: Autores).

En la figura 38 se puede observar el diagrama de bloques de la extremidad inferior. En el cual se encuentra el muslo, la pierna y el pie unido mediante las articulaciones Cadera, rodilla y tobillo. Para realizar la simulación de ambas extremidades inferiores se realiza dos diagramas de bloques similares pero cambiando las coordenadas de origen de cada elemento constituyente de la extremidad derecha o izquierda, dando como resultado un modelo como el que se muestra en la figura 39.

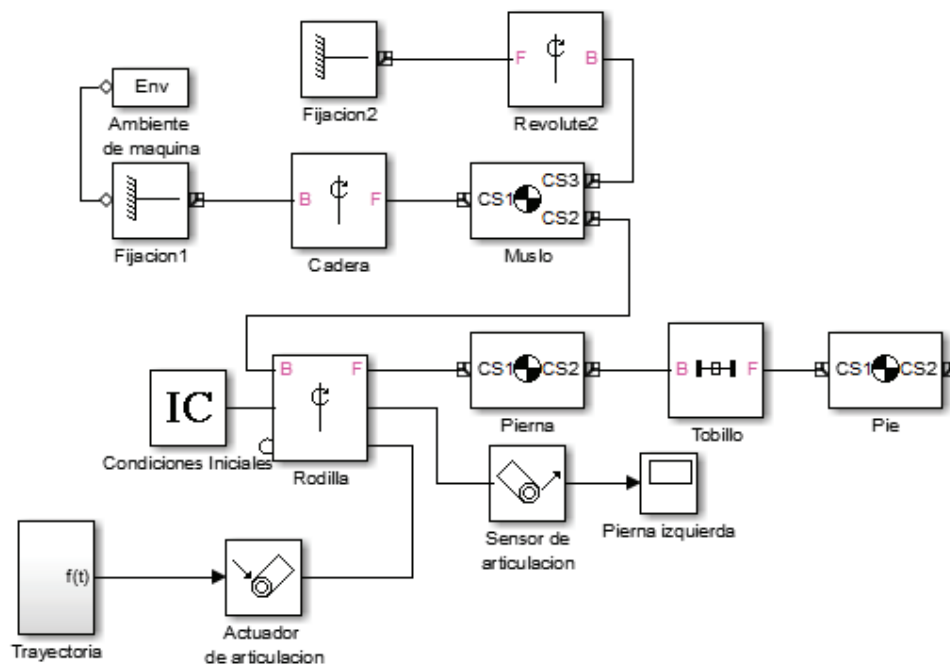


Figura 39. Diagrama de bloques extremidad inferior.

(Fuente: Autores).

Además en la figura 40 se puede observar los centros de masa así como los puntos de unión. En color rojo se observa el muslo, en color azul la pierna y en color violeta el pie.

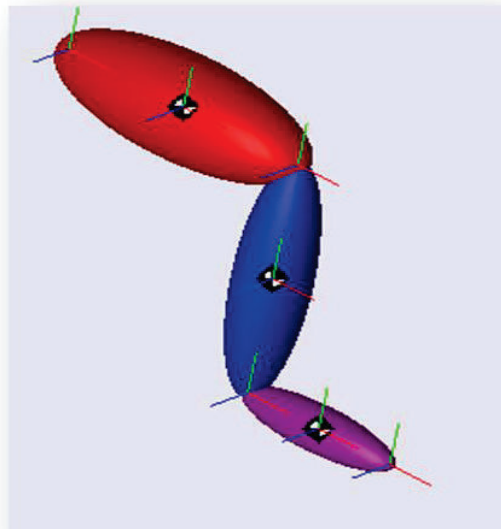


Figura 40. Modelación de la extremidad izquierda.

(Fuente: Autores).

En la figura 41 se muestra la representación gráfica correspondiente a la vista lateral de las extremidades inferiores en posición sentada. Para obtener datos que se ajusten a la realidad, la simulación comienza con la pierna en un ángulo de 110° , ya que ésta es la orientación más crítica en la que se iniciará la rehabilitación.

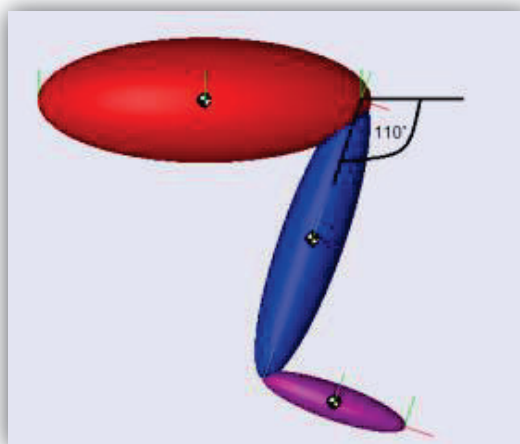


Figura 41. Modelo de la extremidad inferior.

(Fuente: Autores).

La figura 42 muestra las extremidades inferiores completamente extendidas luego de girar 110° desde su posición inicial.

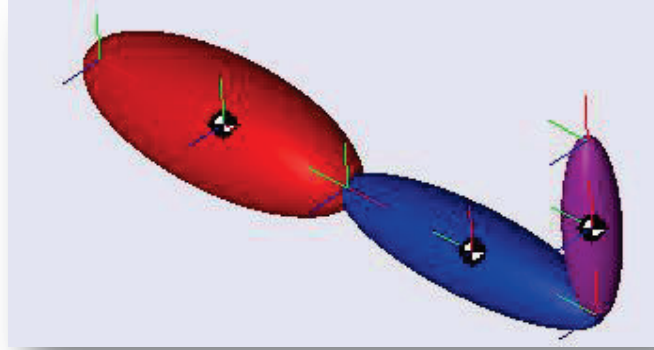


Figura 42. Extremidad inferior totalmente extendida.

(Fuente: Autores).

El resultado la gráfica Torque vs Tiempo se muestra en la figura 43 en la cual llega a un valor máximo de 35,32 Nm, el cual es alcanzado al inicio de la trayectoria en un tiempo de 0.02 segundos, luego de lo cual decae y llega progresivamente hasta un torque de 12,8 Nm.

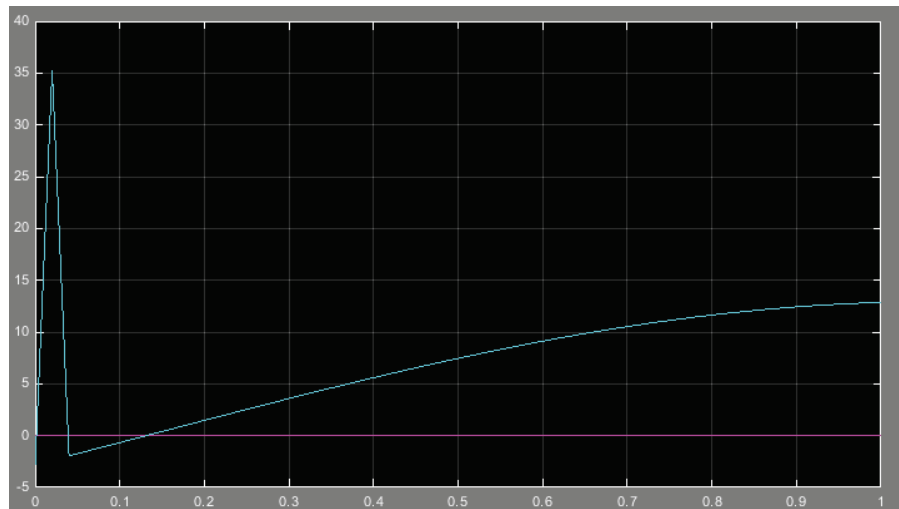


Figura 43 .Gráfica Torque vs. Tiempo.

(Fuente: Autores).

En la figura 44 se puede observar la trayectoria de la rodilla contrastada con el torque al cual se somete a la rodilla.

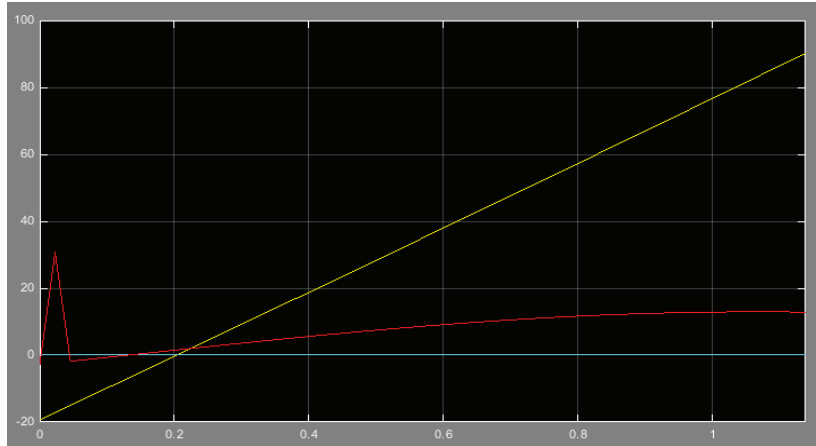


Figura 44. Gráfica Posición vs. Tiempo.

(Fuente: Autores).

3.2. Diseño Conceptual

3.2.1. Desarrollo de la casa de la calidad

Con la ayuda de la herramienta denominada Casa de la Calidad, perteneciente al Diseño Para la Calidad, se puede determinar las especificaciones técnicas de nuestro producto, su objetivo principal es el de convertir los deseos y requerimientos del cliente en requerimientos técnicos que serán evaluados y ponderados para determinar los de mayor importancia. (Anexo A-1)

3.2.1.1. Voz del usuario

Las necesidades y deseos del usuario son los siguientes:

- Fácil Implementación.
- Comodidad para el usuario.
- Seguridad en el equipo.
- Funcionamiento silencioso y compacto.
- Control de movimiento adecuado
- Almacenamiento digital de la información.

- Dispositivo que cuantifique la recuperación.
- Útil para personas de alturas promedio y de pesos promedio.
- Facilidad del conexionado eléctrico.
- Espacio reducido.
- Bajo mantenimiento.

3.2.1.2. Voz del ingeniero

Las necesidades y deseos del usuario, se traduce en características técnicas:

- Número de Piezas Principales.
- Ergonomía del paciente
- Normas para equipos terapéuticos.
- Tipo de accionamiento
- Velocidades de funcionamiento
- Visualización y almacenamiento de resultados
- Sensores para monitoreo
- Dimensiones del paciente (pierna)
- Peso máximo del usuario
- Voltaje / frecuencia de funcionamiento
- Volumen
- Intervalo entre mantenimiento

3.2.1.3. Conclusiones de la casa de la calidad

Al finalizar la matriz de la Casa de la Calidad, se determinó que las características técnicas que deben ser consideradas para el diseño de la máquina, son:

- Silla y sistema multifuerza
- Soporte seguro para pierna, brazo y espalda
- Normas IEC 601.1
- Accionamiento Eléctrico / Automático
- Oscilaciones de 45°/minuto a 155°/minuto
- LCD o panel de operador
- EMG. Sensores electromiográficos
- Personas: 1,45 a 1,90 m de altura. Peso 120 Kg (265Lb)

- Voltaje de alimentación: 220Vca, frecuencia: 60Hz
- Ancho: 65cm, largo: 100cm y alto: 120cm
- Mantenimiento: 1 vez al mes

El diseño completo de la Casa de la Calidad se puede observar en el Anexo 1.

3.2.2. Determinación de las especificaciones técnicas

En la tabla 5 se detalla la lista de referencia de las características técnicas del banco de cuádriceps automático.

Tabla 5. Lista de referencias de las especificaciones técnicas.

Empresa: SINSAN		PRODUCTO: "Banco de Cuádriceps Automático"		Fecha Inicial: 01/08/2015
Diseñadores: Singaña A. Marco A. Sánchez O. Wilson E.				Última Revisión: 01/12/2015
CONCEPTO	FECHA	PROPONE	R/D	DESCRIPCIÓN PANEL OPERADOR
		D/F	R	* Incorpora: Silla y Sistema Multifuerza
		C/F	R	* Para personas de: 1,45 a 1,95 m 130 Kg (285 lb)
		D/F	R	* Medidas: Ancho= 65 cm Largo= 100 cm Alto= 120 cm
Energía		D/R	R	* Tipo accionamiento: Automático
Seguridad y Ergonomía		C/F	R	* Soporte seguro para piernas, brazos y espaldar
Tecnología		D/F	D	* Computador (Panel Operador)
		D/F	D	* Sensores EMG
		D/F	R	* Velocidades: Controladas
Aspectos Legales		D	R	IEC 601.1 Standard
Propone:		D= Diseño R/D	F= Fabricación R= Requerimientos D= Deseo	C= Cliente

(Fuente: Autores).

3.2.3. Análisis funcional y generación de módulos

El análisis funcional consiste en hacer una descripción por bloques de las funciones de la máquina, empezando desde el Nivel 0, en donde se especifica la función principal, como se puede observar en la figura 45.

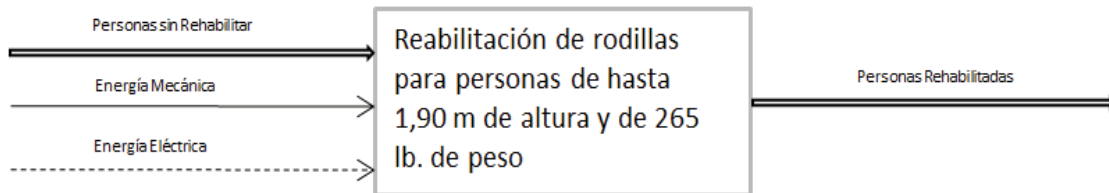


Figura 45. Nivel 0 del análisis funcional.

(Fuente: Autores).

Después del Nivel 0, se procede a desglosar las funciones básicas derivadas de la función principal, detalladas en el Nivel 1 de la figura 46.

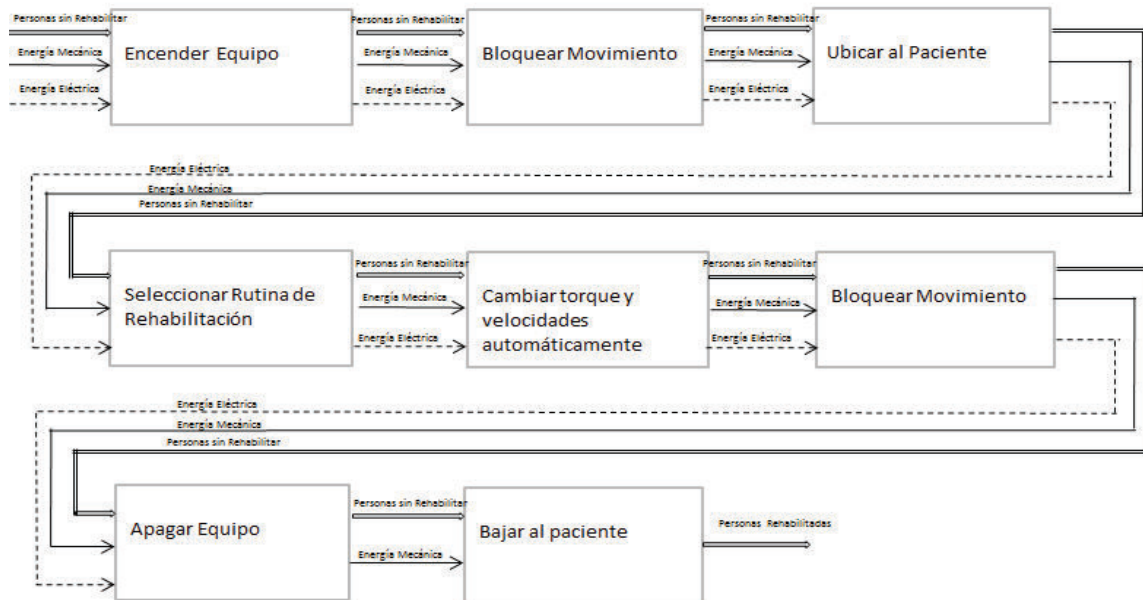


Figura 46. Nivel 1 del análisis funcional.

(Fuente: Autores).

Por último, se procede a desglosar las últimas funciones que sean necesarias en el Nivel 2, además de esto se selecciona y agrupa el número de módulos que tendrá la máquina, como se puede observar en la figura 47, para luego continuar con el análisis funcional.

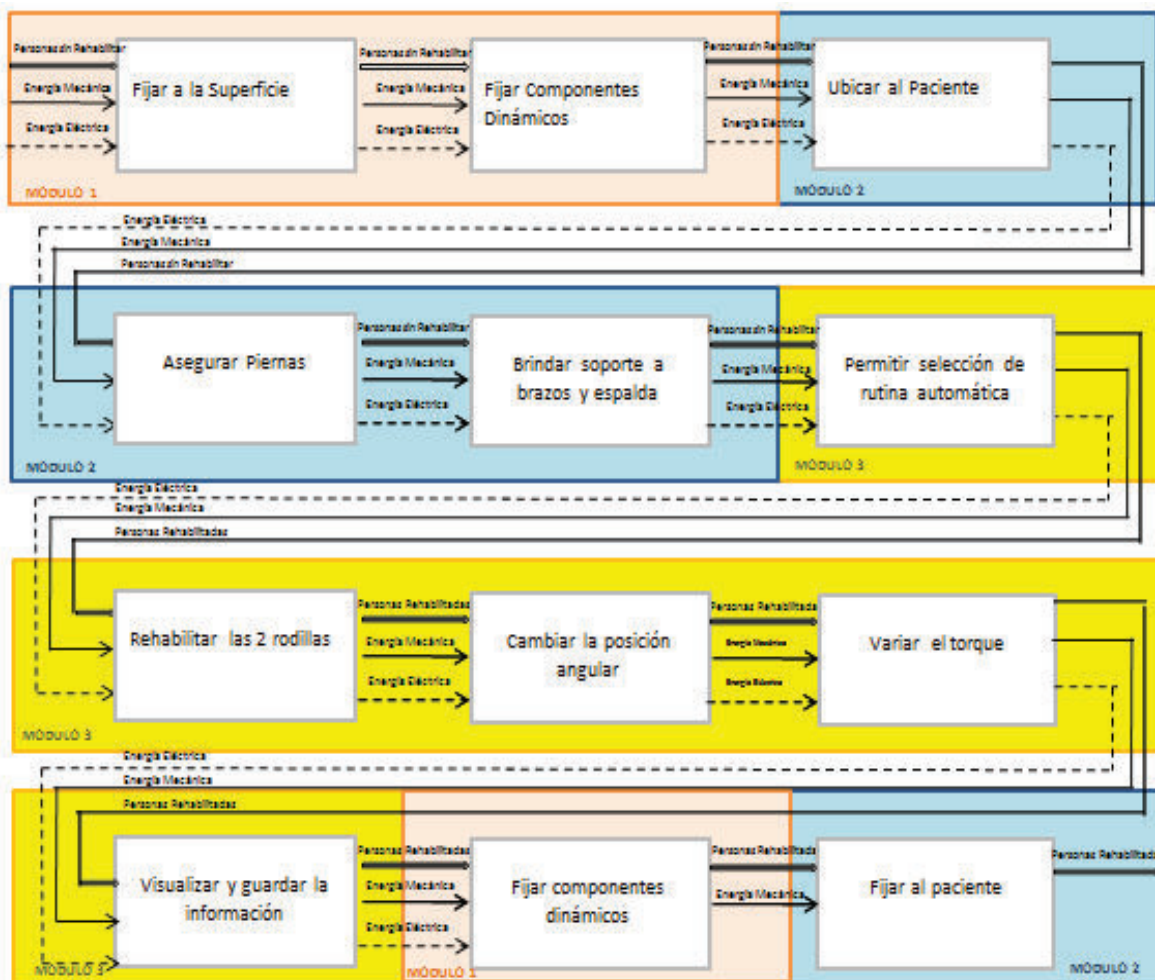


Figura 47. Nivel 2 del análisis funcional y generación de módulos.

(Fuente: Autores).

3.2.4. Generación de alternativas (fundamentos y esquemas)

Después de haber generado los módulos funcionales, se procede a generar alternativas en cada módulo de acuerdo a nuestro criterio, para luego poder seleccionar las más convenientes con la ayuda del método ordinal corregido de los criterios ponderados; figuras 48, 49 y 50.

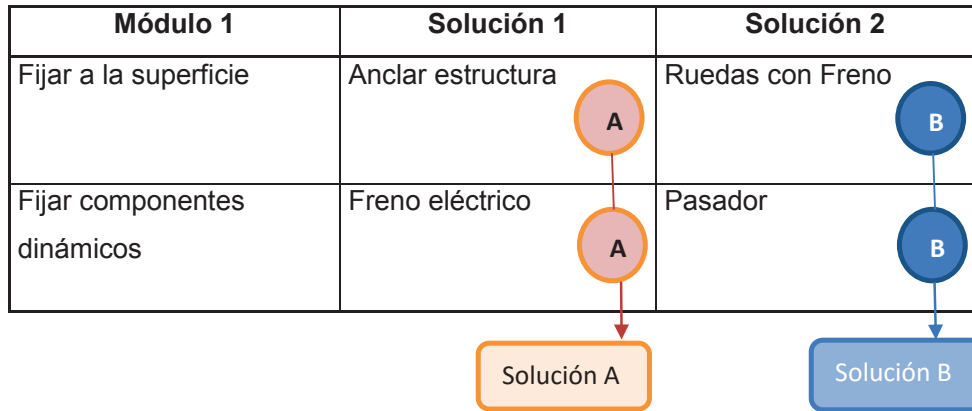


Figura 48. Generación de alternativas para el módulo 1.

(Fuente: Autores).

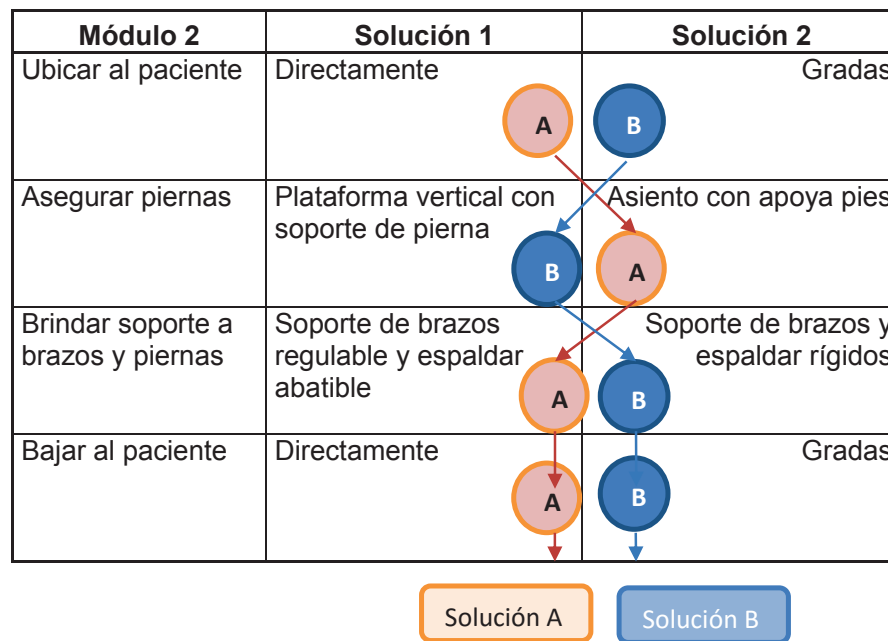


Figura 49. Generación de alternativas para el módulo 2.

(Fuente: Autores).

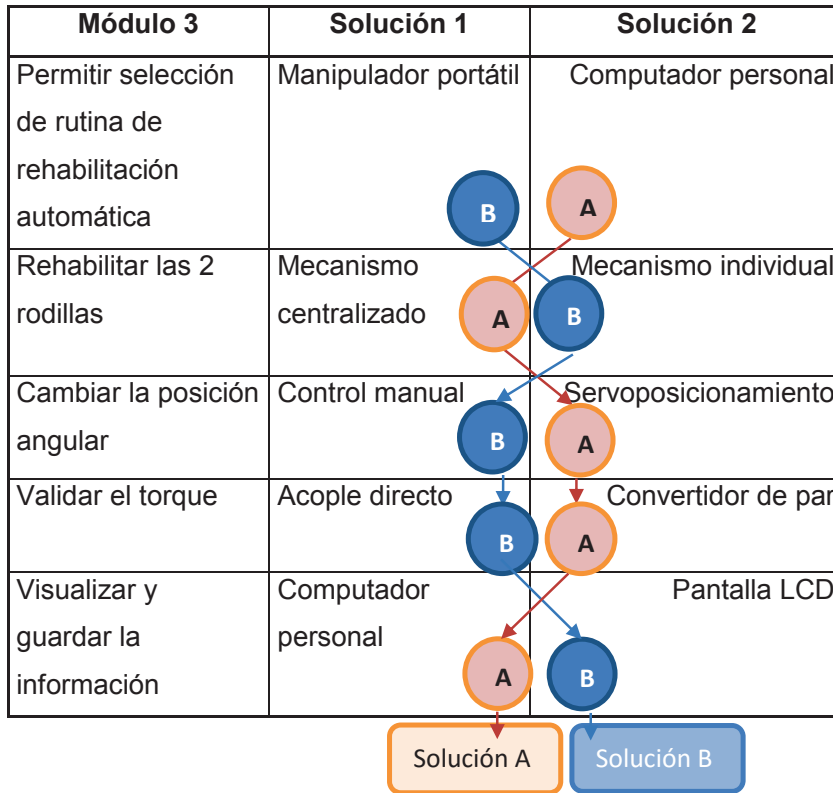


Figura 50. Generación de alternativas para el módulo 3.

(Fuente: Autores).

3.2.5. Evaluación y selección de las alternativas más convenientes para cada módulo

Con el fin de determinar aquella alternativa que resulte más conveniente, se emplea el método ordinal corregido de criterios ponderados. A continuación se listan los criterios de valoración más determinantes:

- Fijación de la estructura Metálica del banco de cuádriceps, al piso.
- Fijación de los componentes dinámicos del banco cuádriceps.
- Subir y bajar al paciente, del sitio de fijación.
- Asegura pierna (s).
- Brindar soporte a brazos y piernas.
- Selección de rutina de rehabilitación automática.
- Mecanismo centralizado para el cambio de posición angular y variación del torque
- Visualización y almacenamiento de la información generada.

La evaluación de los criterios y módulos se detalla en las tablas siguientes:

3.2.5.1. Módulo 1

Módulo de sujeción: Los criterios más importantes (tabla 6) para este módulo son: Fijación, Peso y Mantenimiento.

Tabla 6. Evaluación del módulo de sujeción.

CRITERIO	Fijación	Peso	Mantenimiento	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
Fijación		0	1	2	0,33
Peso	1		0,5	2,5	0,42
Mantenimiento	0	0,5		1,5	0,25
TOTAL				6	1,00

Peso > Fijación > Mantenimiento

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:

"FIJACIÓN"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,57
SOLUCIÓN B	0,5		1,5	0,43
TOTAL			3,5	1,00

Solución A > Solución B

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:

"PESO"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,57
SOLUCIÓN B	0,5		1,5	0,43
TOTAL			3,5	1,00

Solución A > Solución B

Continúa...

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:

"MANTENIMIENTO"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,57
SOLUCIÓN B	0,5		1,5	0,43
TOTAL			3,5	1,00

Solución A > Solución B

SOLUCIÓN A > SOLUCIÓN B

CONCLUSIÓN	FIJACIÓN	PESO	MANTENIMIENTO	$\Sigma + 1$	PRIORIDAD
SOLUCIÓN A	0,57	0,57	0,57	0,57	A
SOLUCIÓN B	0,43	0,43	0,43	0,43	B

(Fuente: Autores).

Finaliza

En la figura 51 se observa el módulo de sujeción de la solución ganadora.

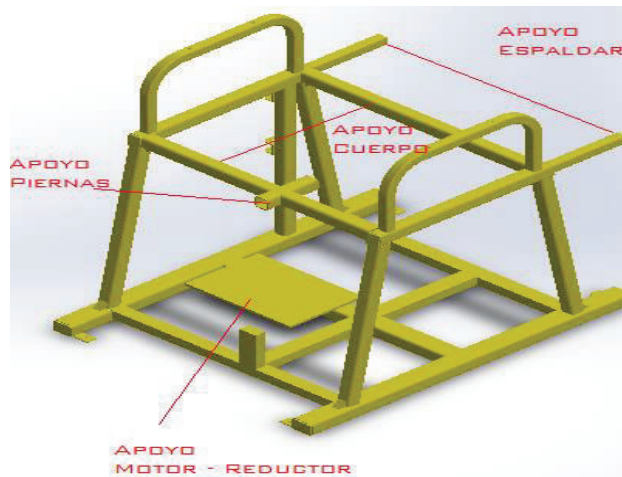


Figura 51. Módulo de sujeción de la solución ganadora.

(Fuente: Autores).

3.2.5.2. Módulo 2

Módulo de seguridad: Los criterios más importantes para este módulo son: Confort, Sencillez y Adaptabilidad.

Tabla 7. Evaluación del módulo de seguridad.

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DE CADA
CRITERIO

CRITERIO	Confort	Sencillez	Adaptabilidad	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
Confort		0	0,5	1,5	0,273
Sencillez	0,5		1	2,5	0,455
Adaptabilidad	0,5	0		1,5	0,273
TOTAL				5,5	1,000

Sencillez > Adaptabilidad > Adaptabilidad

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:

"CONFORT"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,67
SOLUCIÓN B	0		1	0,33
TOTAL			3	1,00

Solución A > Solución B

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:

"SENCILLEZ"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,67
SOLUCIÓN B	0		1	0,33
TOTAL			3	1,00

Solución A > Solución B

Continua...

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:
"ADAPTABILIDAD"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,57
SOLUCIÓN B	0,5		1,5	0,43
	TOTAL		3,5	1,00

Solución A > Solución B

SOLUCIÓN A > SOLUCIÓN B

CRITERIO	CONFORT	SENCILLEZ	ADAPTABILIDAD	Σ	PRIORIDAD
SOLUCIÓN A	0,67	0,67	0,57	0,63	A
SOLUCIÓN B	0,33	0,33	0,43	0,37	B

(Fuente: Autores).

Finaliza

En la figura 52 se presenta el módulo de seguridad de la solución ganadora.

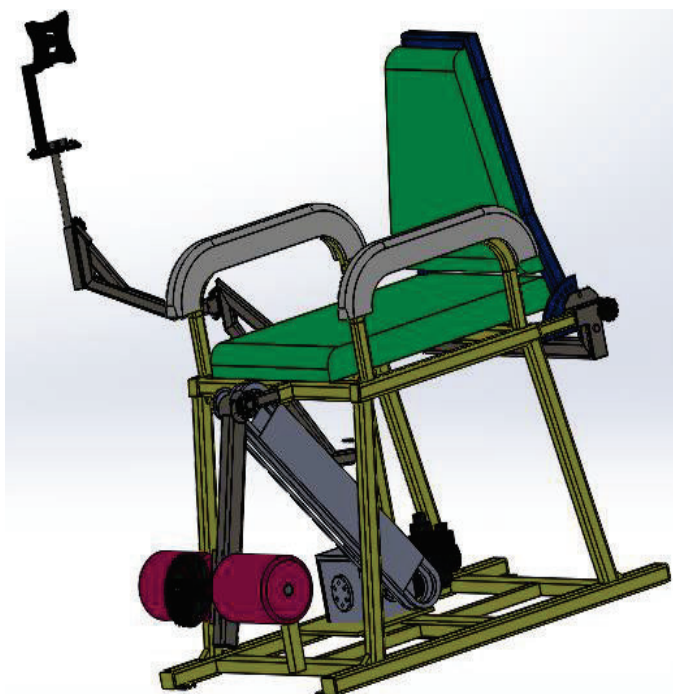


Figura 52. Módulo de seguridad de la solución ganadora.

(Fuente: Autores).

3.2.5.3. Módulo 3

Módulo de movilidad: Los criterios más importantes para este módulo (tabla 8) son: Accionamiento, Control y Visualización.

Tabla 8. Evaluación del módulo de movilidad.

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DE CADA CRITERIO

CRITERIO	Accionamiento	Control	Visualización	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
Accionamiento		1	0,5	2,5	0,417
Control	0		1	2	0,333
Visualización	0	0,5		1,5	0,250
TOTAL				6	1,000

Accionamiento > Control > Visualización

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:

"ACCIONAMIENTO"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,57
SOLUCIÓN B	0,5		1,5	0,43
TOTAL			3,5	1,00

Solución A > Solución B

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO: "CONTROL"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,67
SOLUCIÓN B	0		1	0,33
TOTAL			3	1,00

Solución A > Solución B

Continua.....

EVALUACIÓN DEL PESO ESPECÍFICO DEL CRITERIO:
"VISUALIZACIÓN"

PESO	SOLUCIÓN A	SOLUCIÓN B	$\Sigma + 1$	PONDERACIÓN
SOLUCIÓN A		1	2	0,57
SOLUCIÓN B	0,5		1,5	0,43
	TOTAL		3,5	1,00

Solución A > Solución B

SOLUCIÓN A > SOLUCIÓN B

CRITERIO	CONFORT	SENCILLEZ	ADAPTABILIDAD	Σ	PRIORIDAD
SOLUCIÓN A	0,57	0,67	0,57	0,60	A
SOLUCIÓN B	0,43	0,33	0,43	0,40	B

(Fuente: Autores).

Finaliza

En la figura 53 se observa el módulo de movilidad de la solución ganadora.

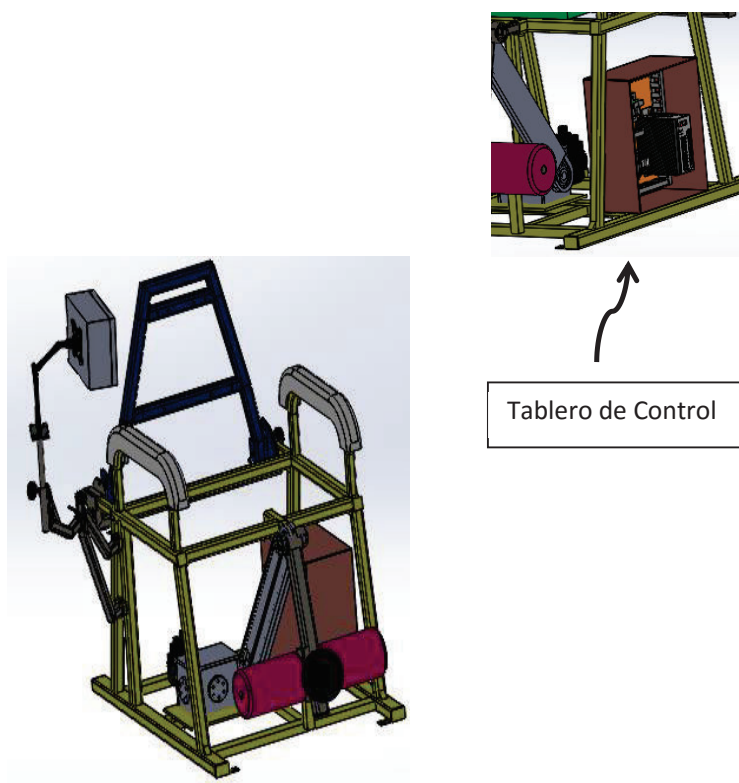


Figura 53. Módulo de movilidad de la solución ganadora.

(Fuente: Autores).

3.2.6. Esquema virtual de la solución ganadora

En la figura 54, se presenta el esquema virtual de la solución ganadora del banco de cuádriceps automático.

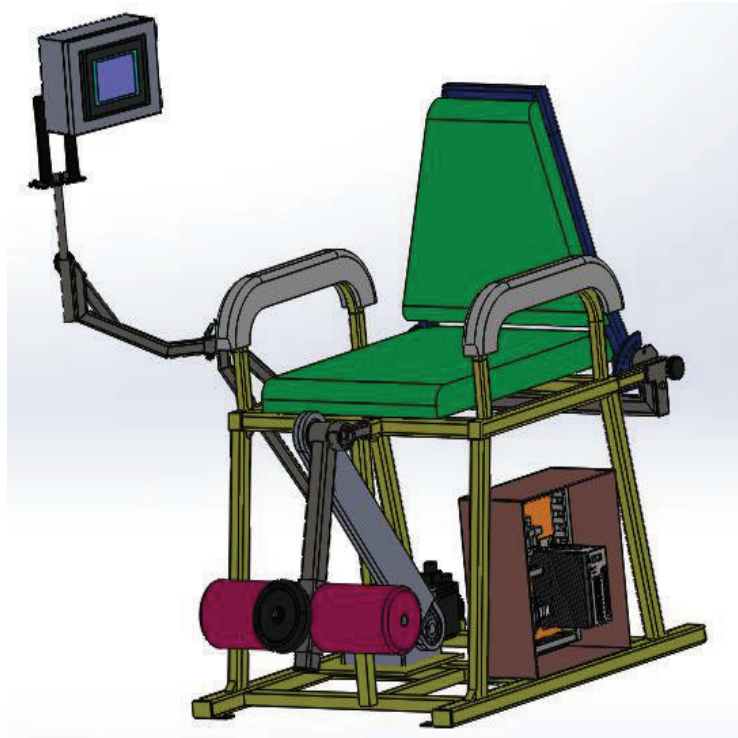


Figura 54. Esquema de la primera solución (banco de cuádriceps automático).

(Fuente: Autores).

3.2.6.1. Discusión y revisión de la solución ganadora

- En el análisis del **Módulo de Sujeción**, el criterio más relevante fue el *peso de la estructura de fijación* y de la evaluación de los pesos específicos de los criterios: fijación, peso y mantenimiento, la *solución* con mayor ponderación fue la A.
- Del análisis del **Módulo de Seguridad**, el criterio más relevante es la *sencillez de su equipo de protección y seguridad*, y de la evaluación de los pesos específicos de los criterios: confort, sencillez y adaptabilidad, la *solución* con mayor ponderación fue la A.
- De los resultados, del **Módulo de Movilidad**, el criterio más relevante es el *accionamiento eléctrico, que permite el monitoreo y control de las rutinas de*

rehabilitación, así el almacenamiento de la información en forma automática; y de la evaluación de los pesos específicos de los criterios: Accionamiento, Control y Visualización, la *solución* con mayor ponderación fue la A.

- En síntesis, de la Evaluación y Selección de las alternativas para cada módulo utilizando el *método ordinal corregido de criterios ponderados* se determinó, la mejor alternativa para el **diseño del Banco de Cuádriceps Automático**.
- Del análisis mediante la matriz de **la Casa de la Calidad**, se obtuvo que las características técnicas que deben ser consideradas para el diseño de la máquina, son:
 - Silla y sistema multifuerza
 - Soporte seguro para pierna, brazo y espaldar
 - Normas IEC 601.1
 - Accionamiento Eléctrico / Automático
 - Oscilaciones de 45°/minuto a 155°/minuto
 - LCD o panel de operador
 - EMG. Sensores Electromiográficos
 - Personas entre 1,45 a 1,95 m de altura
 - Peso máximo de personas: 120 Kg (265Lb)
 - Voltaje de alimentación: 220Vca, frecuencia: 60 Hz
 - Ancho: 65cm, largo: 100cm y alto: 120cm
 - Mantenimiento: Manual de Mantenimiento

La selección de los elementos se detalla en el Anexo B y los planos mecánicos en el Anexo C.

3.2.7. Generación de la segunda solución

La figura 55, muestra las características de los Módulos de Sujeción, Seguridad y Movilidad, de la segunda solución, una vez analizado los requerimientos y deseos de los usuarios así como la evaluación y selección de las alternativas más convenientes para cada módulo, esta propuesta, no resultó ganadora.



Figura 55. Esquema de la segunda solución.

(Fuente: Autores).

3.2.8. Protocolo de pruebas para el banco de cuádriceps automático

Una vez constituido el banco de cuádriceps automático, se establece el protocolo para la realización de pruebas que permita determinar un correcto desempeño del sistema de rehabilitación de rodillas, por lo cual se analiza los parámetros principales del mecanismo.

El protocolo de pruebas es el documento escrito que permite someter al equipo construido a pruebas de diversa índole que determinan la fiabilidad del diseño y la construcción respectiva y además tiene el objetivo de realizar una serie de pruebas que verifiquen el correcto funcionamiento y el montaje de las partes que forman el sistema de rehabilitación física de rodillas, denominado banco de cuádriceps automático.

3.2.8.1. Nombre del proceso: ensayo 1 “dimensiones”

Objetivo

- Verificar en base a las especificaciones técnicas del sistema los aspectos correspondientes a: Dimensiones principales del Banco de Cuádriceps automático.

Dueño del proceso

- Técnico de Mantenimiento
- Fisioterapeuta

Conjunto de actividades

Para la realización del ensayo 1 se procede de la siguiente manera:

1. Verificar que los módulos de sujeción, seguridad y movilidad, se encuentren fijados por el anclaje.
2. Con un flexómetro verificar que la medida de largo del banco de cuádriceps comprendido entre los puntos de fijación externos de la base sea de 100cm.
3. Usando un flexómetro realizar la medición entre la base del Panel Operador y el brazo lateral del extremo opuesto, sea de 65cm.
4. Verificar que la altura máxima del banco de cuádriceps, comprendida entre la pantalla del Panel Operador y el suelo, sea de 120 cm.

Nota:

Si las mediciones se encuentran dentro de los rangos establecidos se ha demostrado que:

- El banco de cuádriceps automático, ocupa un volumen aproximado de:
 - Ancho: 65cm, largo: 100cm y alto: 120cm

Entradas

- Banco de cuádriceps automático construido
- Flexómetro

Salidas

- Banco de cuádriceps automático medido

Esquema

En la figura 56 se presenta el esquema de actividades para el ensayo 1.

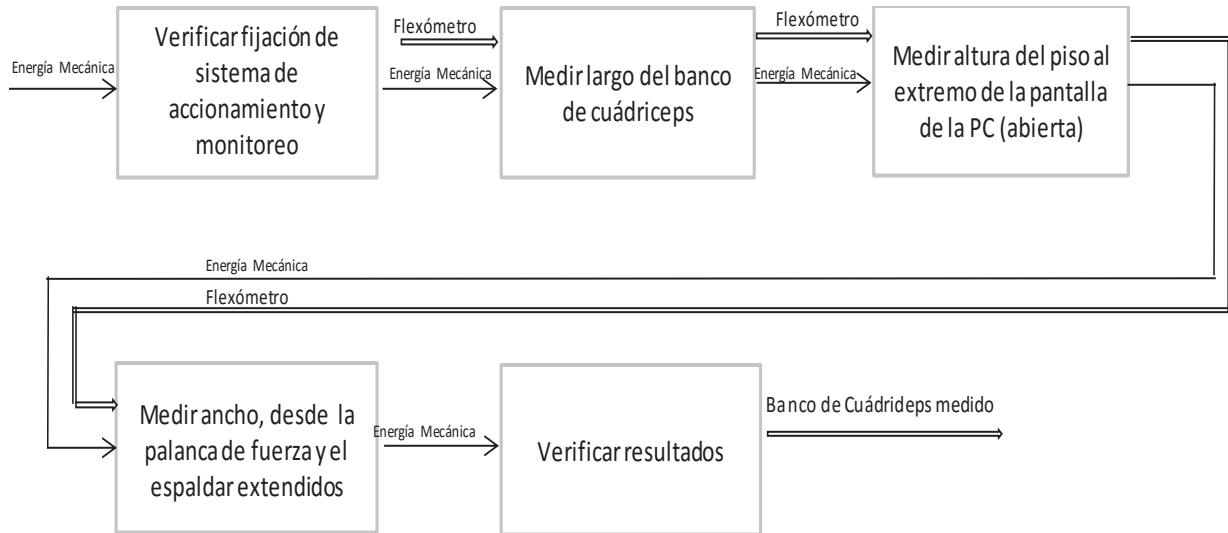


Figura 56. Esquema de actividades para el ensayo 1.

(Fuente: Autores).

3.2.8.2. Nombre del proceso: ensayo 2 “ergonomía”

Objetivo

- Verificar, en base a las especificaciones técnicas del sistema, los aspectos correspondientes al tamaño, peso de pacientes y ergonomía que ofrece el banco de cuádriceps automático.

Dueño del proceso

- Técnico de Mantenimiento
- Fisioterapeuta

Conjunto de actividades

Para la realización del ensayo 2, se procede de la siguiente manera:

1. Verificar que los componentes dinámicos se encuentren fijados a la estructura.
2. Ubicar al paciente en el banco de cuádriceps.
3. Fijar los apoya pies, brazos y espaldar, de acuerdo al tamaño del paciente.
4. Ingresar la información del paciente en el panel operador.
5. Seleccionar en la plataforma informática la rutina de rehabilitación adecuada.
6. Pulsar Paciente Activo / Pasivo y aceptar, desde la pantalla HMI del panel.
7. Cambia la posición angular y varía el torque, el dispositivo actuador (brazo).
8. Esperar a que el número de oscilaciones termine y detenga el movimiento del mecanismo rehabilitador.
9. Visualizar y almacenar la información generada, en el panel operador.
10. Fijar los componentes dinámicos, desde la pantalla HMI del panel operador.
11. Retirar al paciente del banco de cuádriceps.
12. Apagar el panel operador y el sistema en general

Nota:

Si el paciente permanece sentado en el banco de cuádriceps, se ha demostrado que:

- El peso promedio del paciente, para uso del banco de cuádriceps es de 85 kg y la altura promedio del paciente es de 1,75m.

Entradas

- Banco de cuádriceps automático
- Paciente de 85 Kg de peso
- Paciente de 1,75 m de altura

Salidas

- Peso y altura del paciente probado

Esquema

En la figura 57 se presenta el esquema de actividades para el ensayo 2.

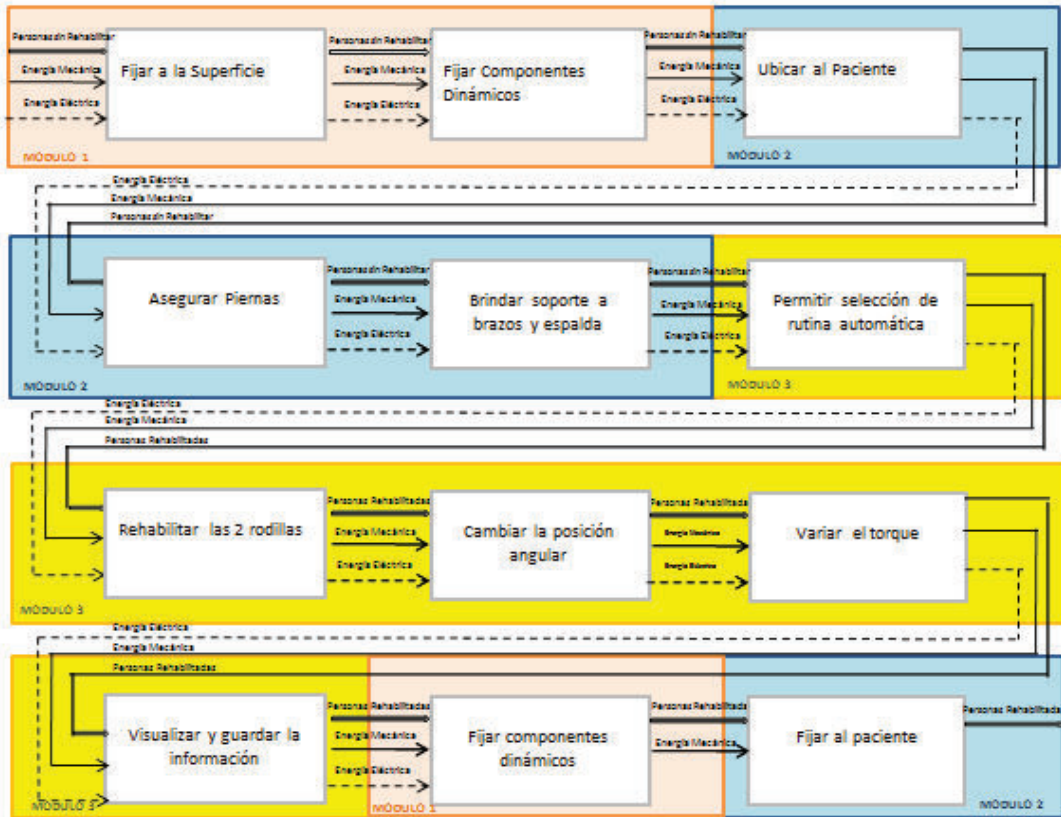


Figura 57. Esquema de actividades para el ensayo 2.

(Fuente: Autores).

3.2.8.3. Nombre del proceso: ensayo 3 “aspectos legales”

Objetivo:

- Verificar en base a las Normas de seguridad de Dispositivos Médicos, los aspectos correspondientes a la: Norma IEC 60601-1 Dispositivos Electromédicos.

Dueño del Proceso

- Personal Técnico y de Mantenimiento

Conjunto de Actividades

Según la Norma IEC 60601-1, el Banco de Cuádriceps Automático, está clasificado como un equipo médico Clase I, cuya protección contra un shock eléctrico, no se basa en una Aislación Básica, sino que incluye precauciones adicionales de seguridad, en este sentido

se incluirá una conexión de tierra en la instalación para protección; figura 58, para que una parte metálica accesible, no pase a viva en una eventual falla de la aislación.

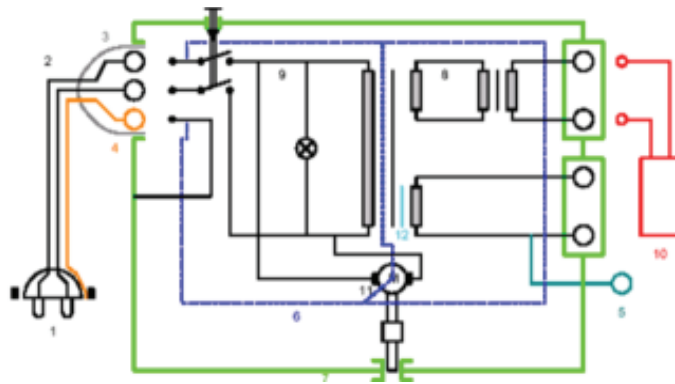


Figura 58. Conexión a tierra.

(Fuente: <https://www.disejt.com/spt>).

Para la realización de este ensayo se procede de la siguiente manera:

- Test de Continuidad: Se verifica que exista conexión entre las partes conductoras del equipo y el cordón de tierra, para ello se inyecta una corriente menor a 1 A al dispositivo bajo prueba; figura 59.

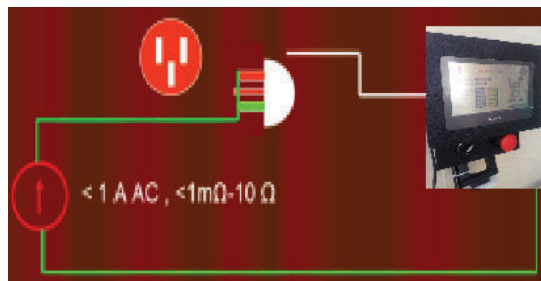


Figura 59. Test de continuidad.

(Fuente: <http://aparatosdemedida.blogspot.com/p/comprobador-multifuncion-prueba-de.html>).

- Sirve para verificar que tan “buena” es la tierra en condiciones de alta corriente. La IEC 60601-1 especifica que las partes conductoras y que sean accesibles al usuario sean testeadas con una corriente de 25A o 1.5 veces la máxima corriente que consume el Banco de Cuádriceps.
- Este Test tiene una duración de 10 segundos.
- La IEC 60601-1, especifica que:

- $R < 0,1 \Omega$ para equipos con cable extraíble
- $R < 0,2 \Omega$ para equipos con cable fijo.

Entradas

- Medidor de Resistividad (Megger)
- Multímetro (Medidor de variables eléctricas)

Salida

- Módulos del banco y cuádriceps automático y equipo de protección personal seguros.

Esquema

En la figura 60 se presenta el esquema ensayo sobre aspectos legales.

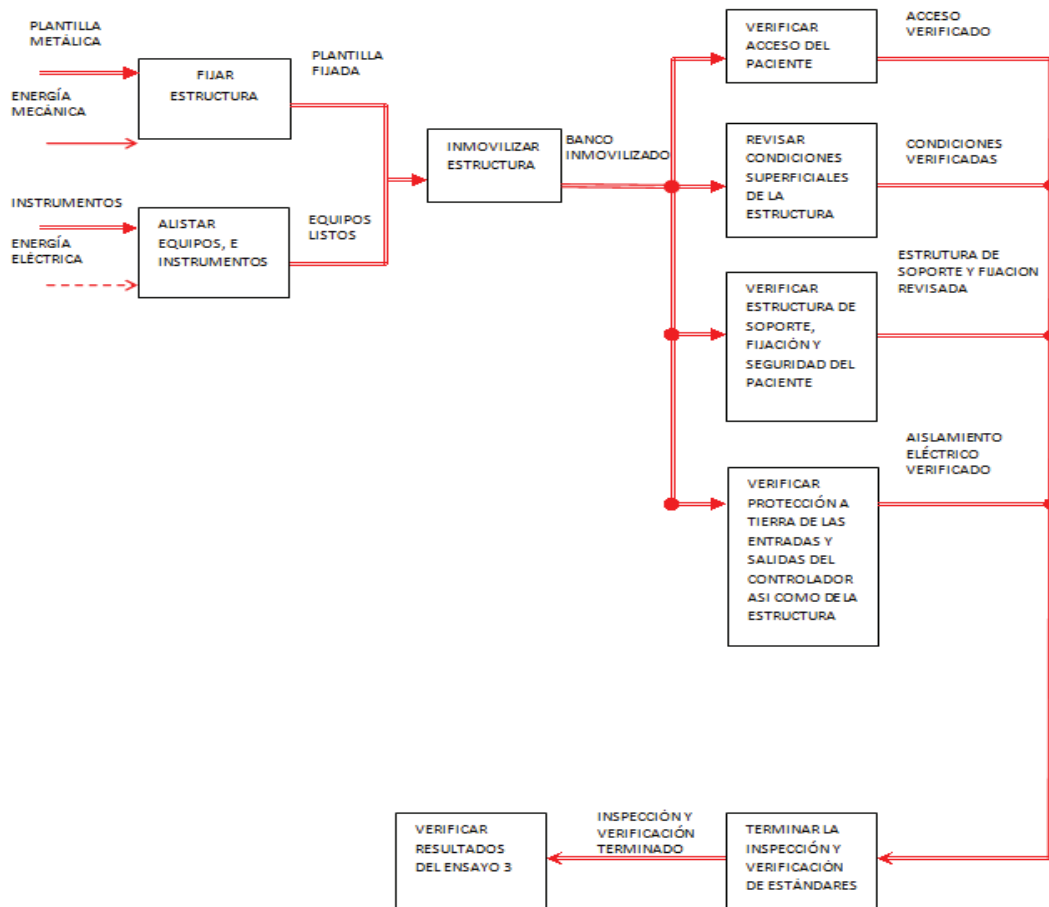


Figura 60. Esquema ensayo, aspectos legales.

(Fuente: Autores).

Anexo A. Diseño del banco de cuádriceps, Casa de la Calidad.

3.3. Diseño mecánico y análisis por elementos finitos

Para el diseño mecánico y análisis por elementos finitos se parte de la solución ganadora; figura 61.

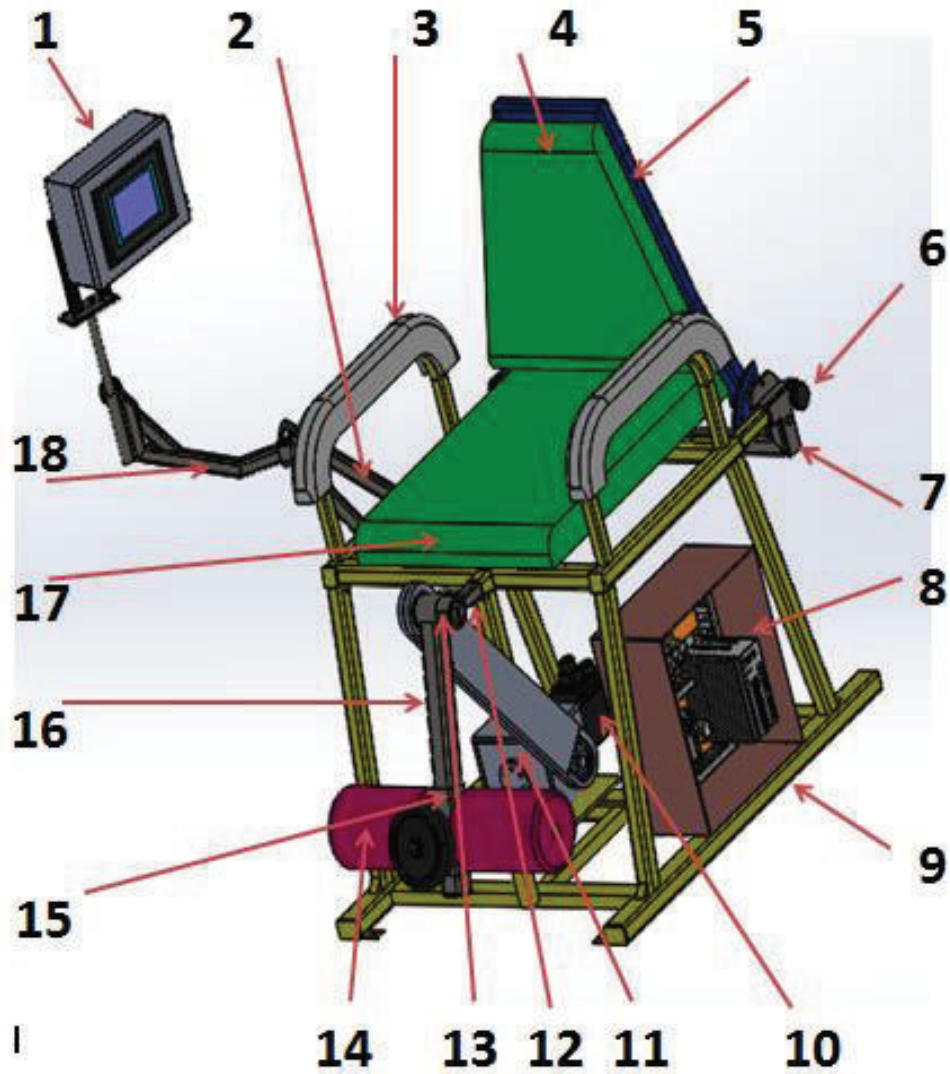


Figura 61. Banco de cuádriceps automático.

(Fuente: Autores).

En la tabla 9, se presenta las partes y características del banco de cuádriceps automático, previo el Análisis por Elementos Finitos.

Tabla 9. Partes y características del banco de cuádriceps automático.

N°	Denominación	Cantidad	Observaciones
1	Pantalla Touch	1	Pantalla 7", Touch panel, Xinge
2	Soporte 1 Panel Operador	1	Acero ASTM A 36
3	Apoyabrazos	2	Madera, corosil, madera
4	Espaldar	1	Madera, corosil, esponja
5	Estructura Espaldar	1	Acero ASTM A 36
6	Perilla	4	Accesorio Comercial
7	Base Espaldar	1	Acero ASTM A 36
8	Tablero de Control	1	PLC, Servodriver, elementos de control y protección
9	Base	1	Acero ASTM A 36
10	Servomotor	1	GSK 80SJT-MO24C
11	Reductor	1	CM063U/15:1
12	Brazo de sujeción para mecanismo	1	Acero ASTM A 36
13	Pasador Transmisión	1	Acero AISI 1040
14	Almohada de piernas	2	Corosil, esponja
15	Base para hacer piernas	1	Acero ASTM A 36
16	Brazo principal para soporte de piernas	1	Acero ASTM A 36
17	Asiento	1	
18	Soporte 2 Panel Operador	1	Acero ASTM A 36

(Fuente: Autores).

3.3.1. Determinación de cargas para análisis estático en Ansys

3.3.1.1. Análisis de soportes para pantalla HMI

En la figura 62 se presenta el soporte para el Panel Operador, para el análisis respectivo.

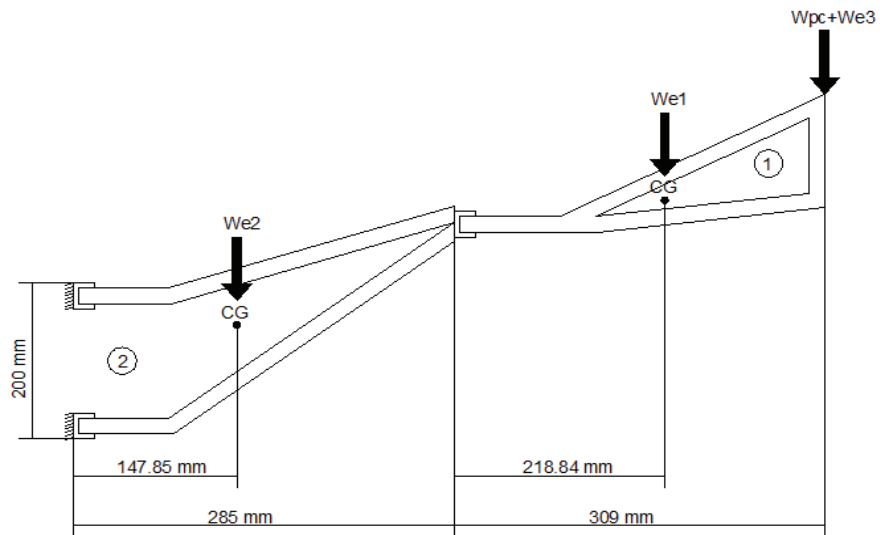


Figura 62. Soporte para el panel operador con la distribución de cargas y centro de gravedad de cada miembro.

(Fuente: Autores).

Dónde:

CG: Centro de Gravedad

1: Estructura 1

2: Estructura 2

Wpc : Peso de la Panel Operador (5 Kgf o 49N)

$We1$: Peso de la estructura 1 (13N)

$We2$: Peso de la estructura 2 (16N)

$We3$: Peso de la base para Panel Operador (28N)

En la figura anterior se muestra el soporte en el cual se va a colocar el Panel Operador, este soporte cuenta con dos miembros unidos por articulaciones móviles. Para el análisis

estático se consideró un peso del panel operador estándar de 5 Kg, además de la distribución de los pesos de cada miembro de la estructura.

3.3.1.1.1. Análisis de la estructura 1

Para el análisis estático de la estructura 1 se consideró el peso del Panel Operador más el peso de la base donde se apoya el Panel. El peso de la estructura se lo agregó únicamente mediante el efecto de la gravedad, figura 63.

$$W_{pc} + W_{e3} = 49\text{N} + 28\text{N} = 77\text{N}$$

$$W_{e1} = 13\text{N}$$

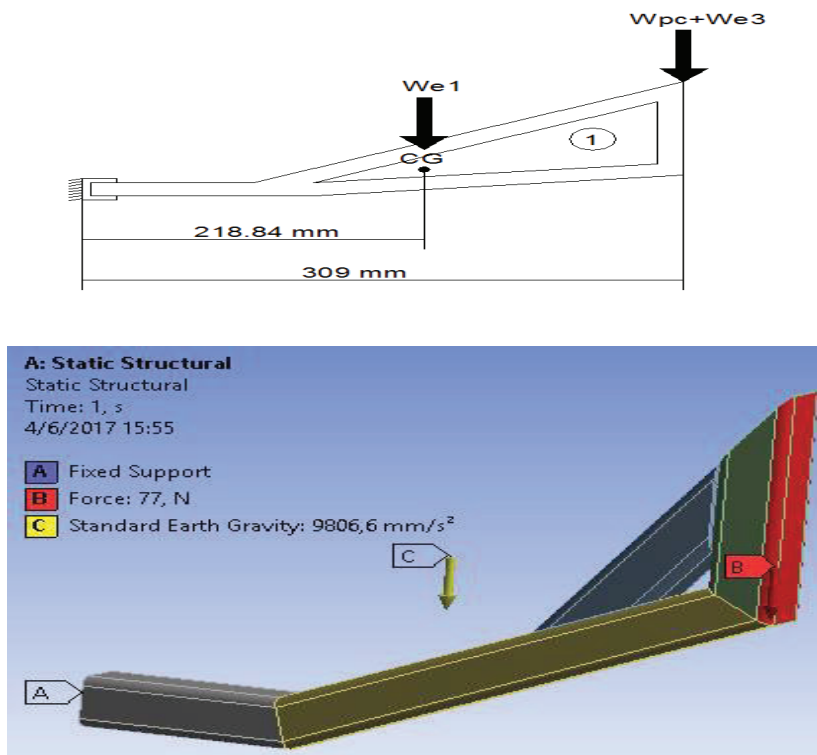


Figura 63. Análisis de la estructura 1, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

En la figura 64 se presenta los resultados del análisis de la estructura del panel operador.

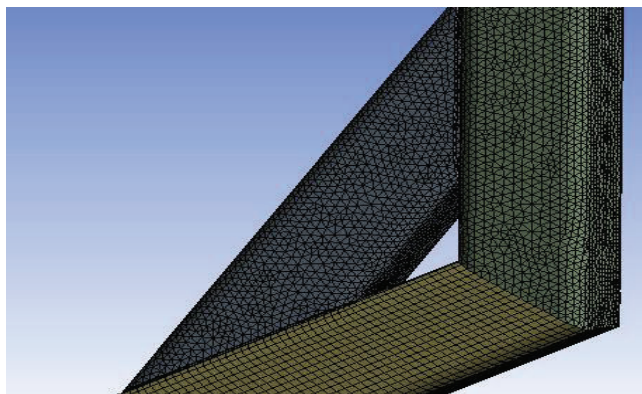


Figura 64. Análisis de la estructura 1, mallado.

(Fuente: Autores).

Se debe definir un mallado adecuado, a fin que la simulación presente los resultados esperados; en la tabla 10, se presenta los resultados obtenidos con dos tipos diferentes de mallado.

Tabla 10. Calidad de la malla de la Estructura 1.

Details of "Mesh"		Details of "Mesh"	
Element Midside Nodes	Program Controlled	Element Midside Nodes	Program Controlled
<input checked="" type="checkbox"/> Sizing		<input checked="" type="checkbox"/> Sizing	
<input checked="" type="checkbox"/> Inflation		<input checked="" type="checkbox"/> Inflation	
<input checked="" type="checkbox"/> Advanced		<input checked="" type="checkbox"/> Advanced	
<input type="checkbox"/> Statistics		<input type="checkbox"/> Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	162312	<input type="checkbox"/> Nodes	162312
<input type="checkbox"/> Elements	70607	<input type="checkbox"/> Elements	70607
<input checked="" type="checkbox"/> Mesh Metric	Skewness	<input checked="" type="checkbox"/> Mesh Metric	Orthogonal Quality
<input type="checkbox"/> Min	3,5491 e-003	<input type="checkbox"/> Min	0,19769
<input type="checkbox"/> Max	0,96944	<input type="checkbox"/> Max	0,99997
<input type="checkbox"/> Average	0,33397	<input type="checkbox"/> Average	0,81514
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,15348	<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,10252

Parámetro de análisis	Datos recomendado por el software	Dato obtenido por la simulación	Calidad de la malla
Ortogonalidad	Promedio: 1	Promedio: 0.81	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio: 0.25	Promedio: 0.33	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von-Mises)

En la figura 65 se presenta, la simulación en ANSYS, el Equivalente de Von - Mises de la Estructura 1 del soporte para la pantalla HMI.

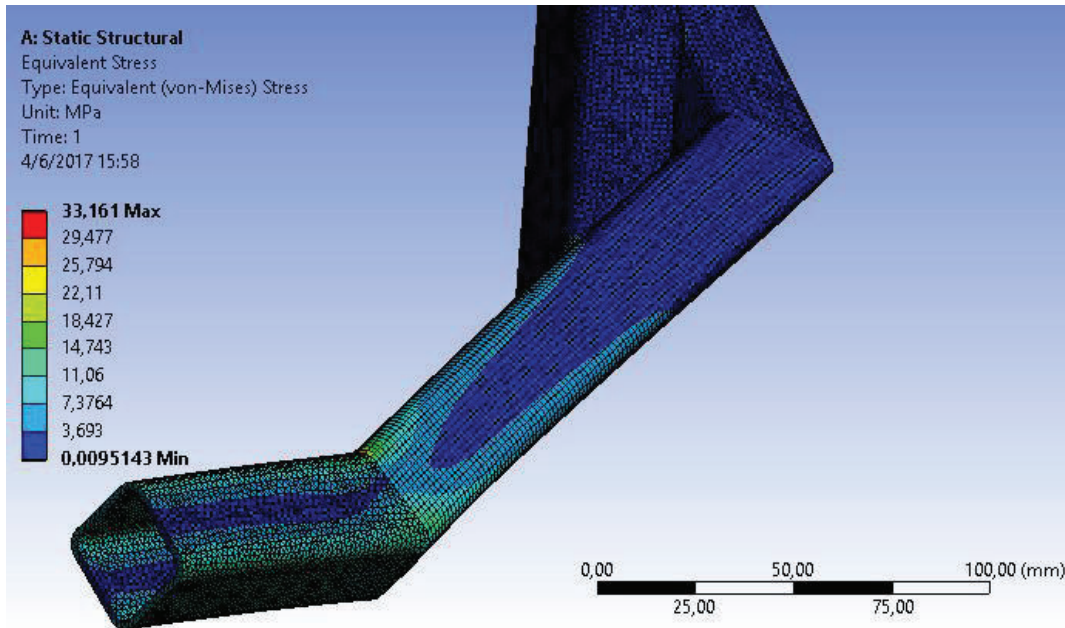


Figura 65. Análisis de la estructura 1, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para validar el diseño se utiliza la ecuación principal de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Es el Esfuerzo calculado en un componente estructural sometido a cargas.

F_{perm} = Es el Esfuerzo permisible.

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$33,161\text{MPa} \leq 0.66S_y$$

$$42.403\text{MPa} \leq 0.66 (250\text{MPa})$$

$$42.403\text{MPa} \leq 165,0 \text{ MPa}$$

El resultado indica que $F_{calc} \leq F_{permi}$, por lo que se concluye que es correcta la técnica de diseño aplicado.

b. Deformación

En la figura 66 se presenta los resultados de ANSYS de las deformaciones de la Estructura 1 del soporte para la pantalla HMI.

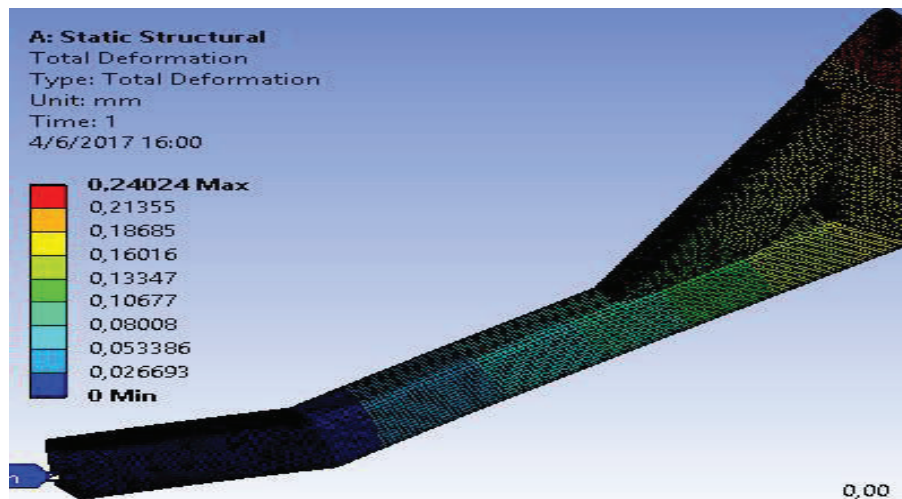


Figura 66. Análisis de la estructura 1, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Valor de la deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Valor de la deflexión permisible de la estructura

L = Valor de la distancia entre los soportes laterales de la estructura.

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{309 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.3865 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.24024 \text{ mm} \leq 0.3865 \text{ mm}$$

Se observa que los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión, por lo tanto, no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

c. Factor de seguridad

En la figura 67 se presenta el valor, obtenido en ANSY, del Factor de Seguridad de la Estructura 1 del soporte para la pantalla HMI.

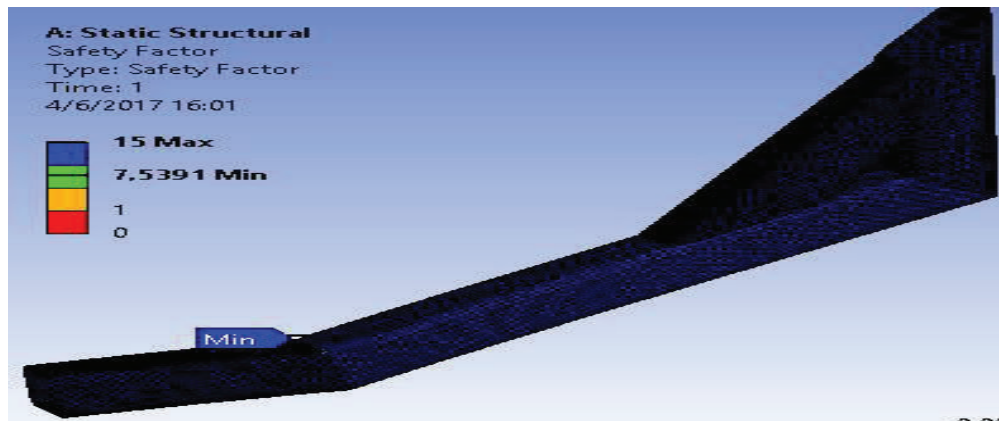


Figura 67. Factor de seguridad en el análisis de la estructura 1.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{limite}}{\sigma_1}$$
$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{33,161 \text{ MPa}}$$
$$F_s = 7,5$$

De acuerdo al valor del factor de seguridad obtenido, se determina que cumple con el requisito de diseño.

3.3.1.1.2. Análisis de la estructura 2

Para el análisis estático de la estructura 2 se consideró los momentos generados por el peso del Panel Operador más el peso de la base donde se apoya el Panel Operador y el peso de la estructura 1, todos estos momentos se genera en el punto A (figura 68).

El peso de la estructura se agregó únicamente mediante el efecto de la gravedad. En los puntos B y C se calculan las reacciones y momentos para el posterior análisis de la horquilla y la base.

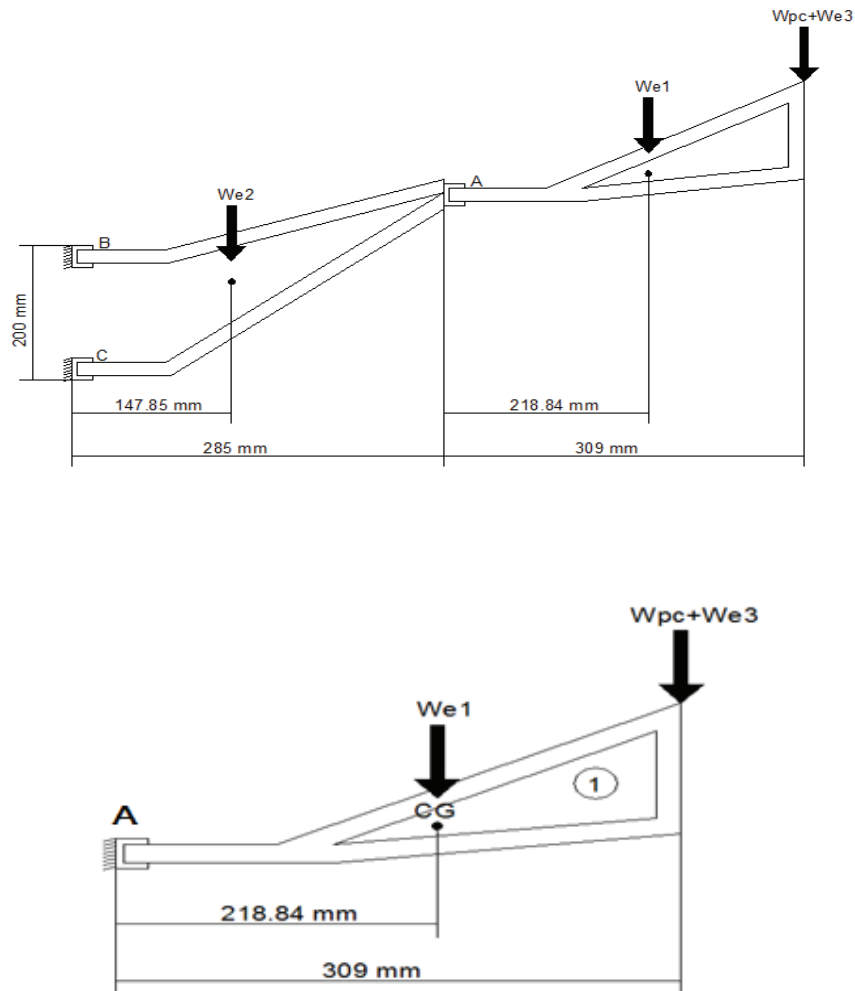


Figura 68. Sumatoria de momentos en el punto A.

(Fuente: Autores).

Se calcula el momento en A, para las condiciones de borde de la estructura 2.

$$MA = (We1) * (0.21884m) + (Wpc + We3) * (0.309m)$$

$$MA = (13N) * (0.21884m) + (49N + 28N) * (0.309m)$$

$$MA = 2,84492 Nm + 23,793 Nm$$

$$MA = 26.64 Nm$$

Por lo que esta estructura estará sometida a un momento de 26.64 Nm; figura 69.

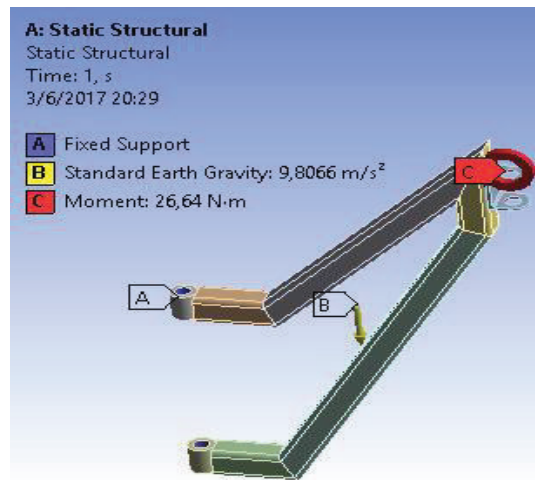


Figura 69. Análisis de la estructura 2, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

La selección de un mallado adecuado, permitirá obtener resultados esperados en la simulación, figura 70 y en la tabla 11 se comparan los parámetros de mallados recomendados por el software.

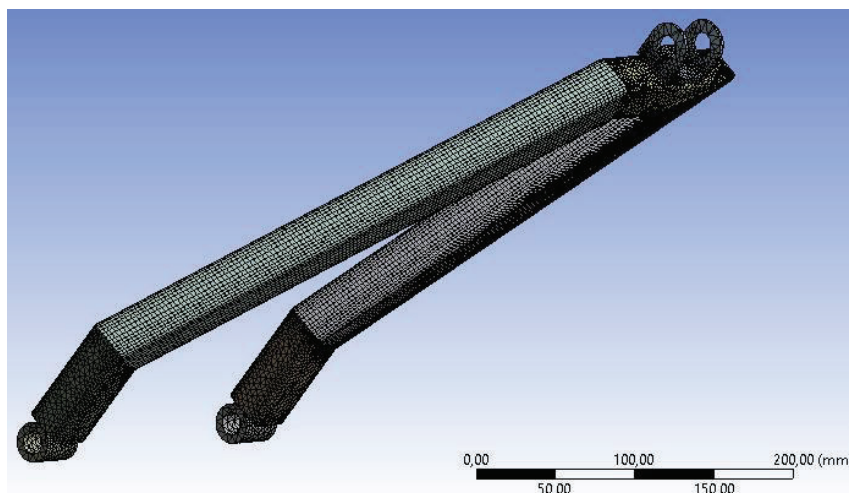


Figura 70. Análisis de la estructura 2, mallado.

(Fuente: Autores).

Tabla 11. Calidad de la malla de la Estructura 2

Details of "Mesh"		Details of "Mesh"	
Element Midside Nodes	Program Controlled	Element Midside Nodes	Program Controlled
⊕ Sizing		⊕ Sizing	
⊕ Inflation		⊕ Inflation	
⊕ Advanced		⊕ Advanced	
⊖ Statistics		⊖ Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	138561	<input type="checkbox"/> Nodes	138561
<input type="checkbox"/> Elements	40846	<input type="checkbox"/> Elements	40846
Mesh Metric	Skewness	Mesh Metric	Orthogonal Quality
<input type="checkbox"/> Min	3,0736e-004	<input type="checkbox"/> Min	0,12731
<input type="checkbox"/> Max	0,9978	<input type="checkbox"/> Max	0,99994
<input type="checkbox"/> Average	0,41924	<input type="checkbox"/> Average	0,71565
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,23121	<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,20976

Parámetro de análisis	Datos recomendado por el software	Dato obtenido por la simulación	Calidad de la malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.71	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.41	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la figura 71 se presenta el análisis en ANSYS del equivalente de Von - Mises de la Estructura 2 del soporte para la pantalla HMI.

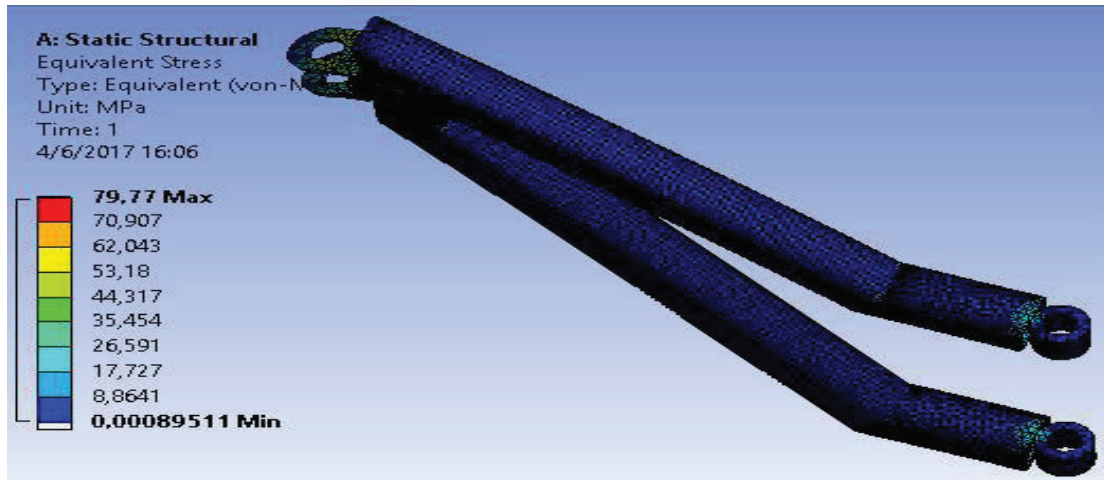


Figura 71. Análisis de la estructura 2, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para validar el diseño se utiliza la ecuación principal de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Es el Esfuerzo calculado en un componente estructural sometido a cargas.

F_{perm} = Es el Esfuerzo permisible.

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$187.58 \text{ MPa} \leq 0.6S_y$$

$$79,77 \text{ MPa} \leq 0.66 (250\text{MPa})$$

$$79,77 \text{ MPa} \leq 165 \text{ MPa}$$

El resultado indica que $F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$, por lo que se concluye que es correcta la técnica de diseño aplicado.

b. Deformación

En la figura 72 se presenta los resultados de ANSYS de las deformaciones de la Estructura 2 del soporte para la pantalla HMI.

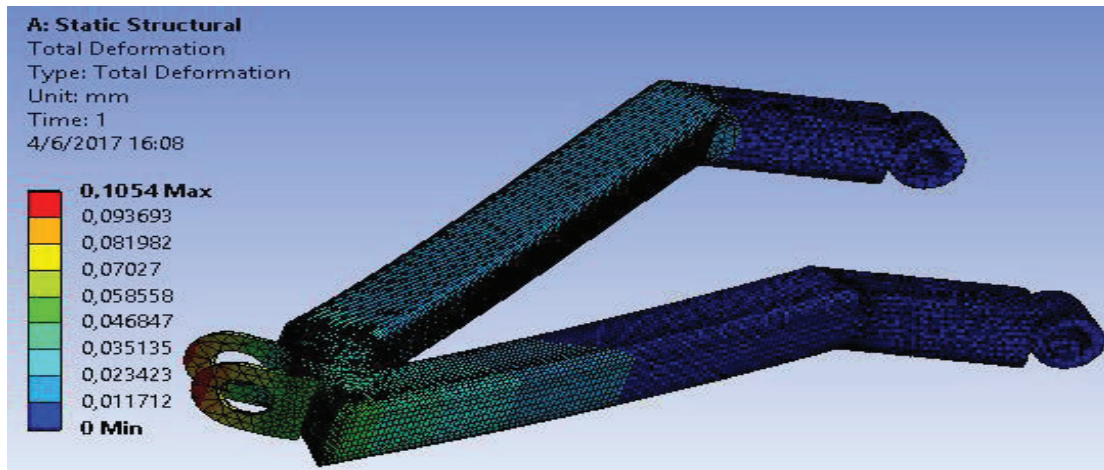


Figura 72. Análisis de la estructura 2, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Valor de la deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Valor de la deflexión permisible de la estructura

L = Valor de la distancia entre los soportes laterales de la estructura

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{285 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.35625 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.1054 \text{ mm} \leq 0.35625 \text{ mm}$$

Los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión, parámetro que permite determinar que no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

c. Factor de seguridad

En la figura 73 se presenta el valor obtenido en ANSY, del Factor de Seguridad de la Estructura 2 del soporte para la pantalla HMI.

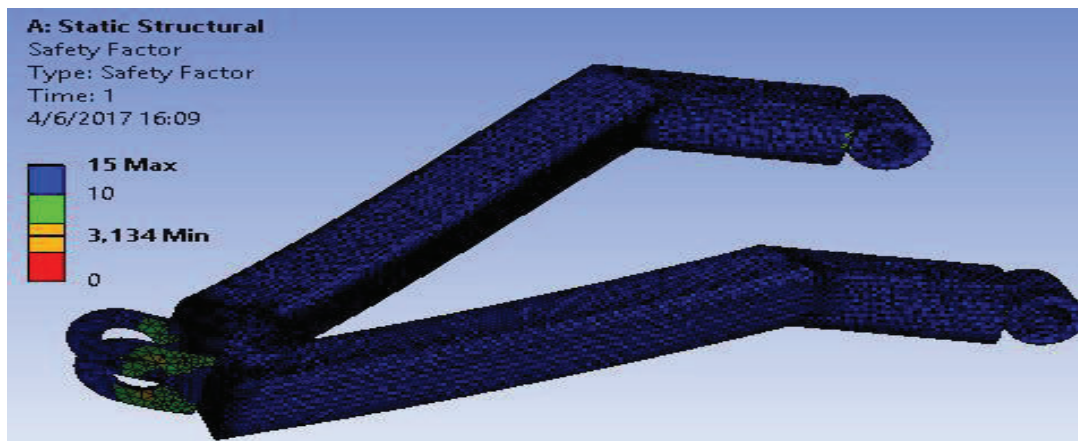


Figura 73. Factor de seguridad en el análisis de la estructura 2.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{limite}}{\sigma_1}$$

$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{79,77 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 3,1$$

De acuerdo al valor del factor de seguridad obtenido, se determina que cumple con el requisito de diseño.

En la figura 74, se presenta la sumatoria de momentos en el punto C de la Estructura 2, del soporte para la Pantalla HMI.

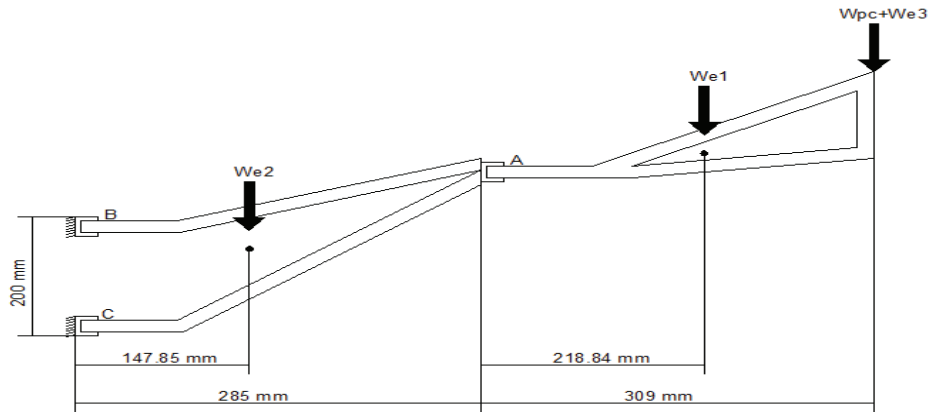


Figura 74. Sumatoria de momentos en el punto C.

(Fuente: Autores).

$$+\uparrow \sum MC = 0$$

$$MC = (We2) * (0.14785m) + (We1) * (0.50384m) + (Wpc + We3) * (0.594m)$$

$$MC = (16N) * (0.14785m) + (13N) * (0.50384m) + (77N) * (0.594m)$$

$$MC = 54.65 \text{ Nm}$$

Dado que en los puntos B y C se producen reacciones se procede a calcular las mismas.

$$(0.2m) * Cx = MC = 54.65 \text{ Nm}$$

$$Cx = 273.25 \text{ N}$$

Sumatoria de fuerzas en X y Y para encontrar la reacción en el punto B.

$$+\rightarrow \sum Fx = 0$$

$$Bx = Cx = 273.25 \text{ N}$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

$$B_y = W_{e2} + W_{e1} + W_{pc} + W_{e3}$$

$$B_y = 16N + 13N + 28N + 49N$$

$$B_y = 106N$$

3.3.1.2. Análisis de estructura soporte de piernas

En las figuras 75 y 76, se presentan la estructura soporte de piernas ensamblado y la estructura principal, para el análisis respectivo.

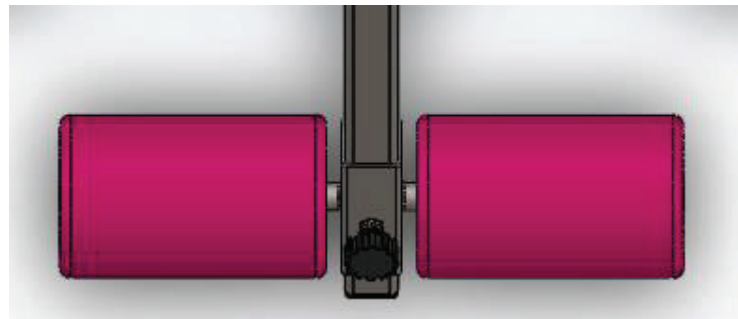


Figura 75. Estructura soporte de piernas, ensamblado.

(Fuente: Autores).

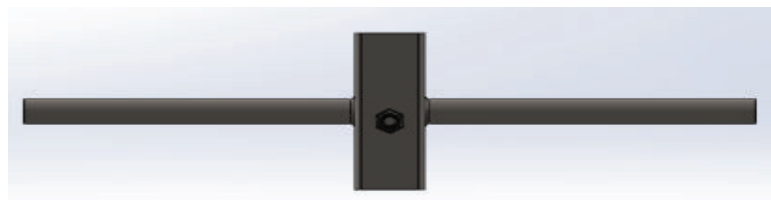


Figura 76. Estructura soporte de piernas.

(Fuente: Autores).

La determinación de las longitudes y pesos de la pierna se realiza con la tabla 12.

Tabla 12. Parámetros de pierna de una persona.

Parámetro	Muslo	Pierna	Pie
Longitud	0.245H	0.246H	0.152H
Masa	0.1M	0.0465M	0.0145M

(Fuente: Autores).

Se consideró para el diseño del Banco Automático de Cuádriceps, a una persona de 1.75 m de altura (H) con un peso de 80.5 Kg (M), con estos valores se obtiene como resultado los evaluados en tabla 13.

Tabla 13. Valores evaluados.

Parámetro	Muslo	Pierna	Pie
Longitud [m]	0.42875	0.4305	0.266
Masa [Kg]	8.05	3.7432	1.167

(Fuente: Autores).

La figura 77 muestra cómo se asignan las cargas al elemento principal de la estructura soporte de piernas. El peso de las almohadillas se obtiene considerando como material espuma flexible de poliuretano del cual se hacen los cojines.

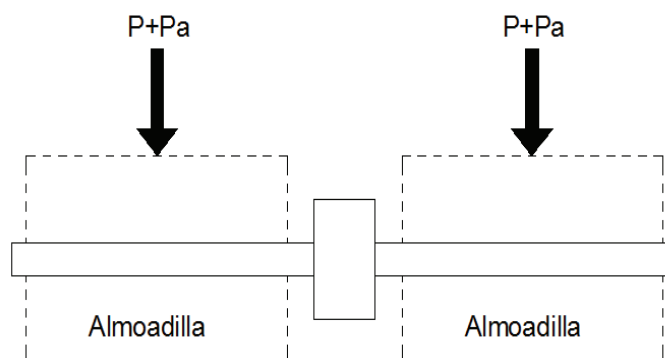


Figura 77. Estructura soporte de piernas, diagrama de cuerpo libre.

(Fuente: Autores).

Dónde:

P: Peso de pierna + pie

$$P = 3.74325 \text{ Kg} + 1.167 \text{ Kg}$$

$$P = 4.9105 \text{ Kg} = 48.12 \text{ N}$$

Pa: Peso de almohadilla

$$Pa = 0.67 \text{ N}$$

Entonces:

$$P + Pa = 48.12 \text{ N} + 0,67 \text{ N}$$

$$P + Pa = 48,79 \text{ N}$$

Por lo que se tiene un peso total de 48,79 N, el cual es asignado para el análisis estático; figura 78.

Cabe destacar que este peso es por pie, por lo que para el análisis se requiere considerar los dos pies.

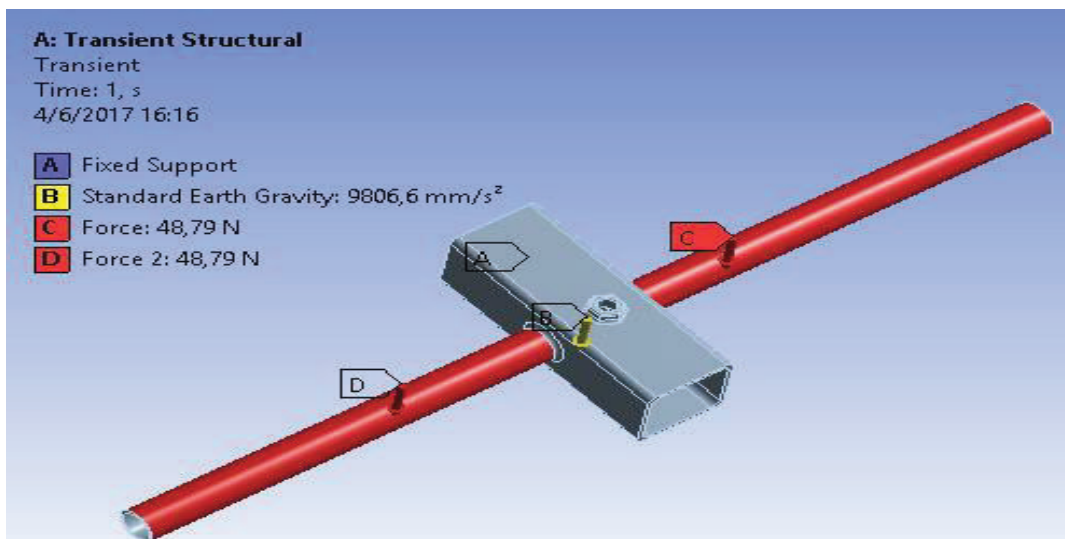


Figura 78. Estructura soporte de piernas, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

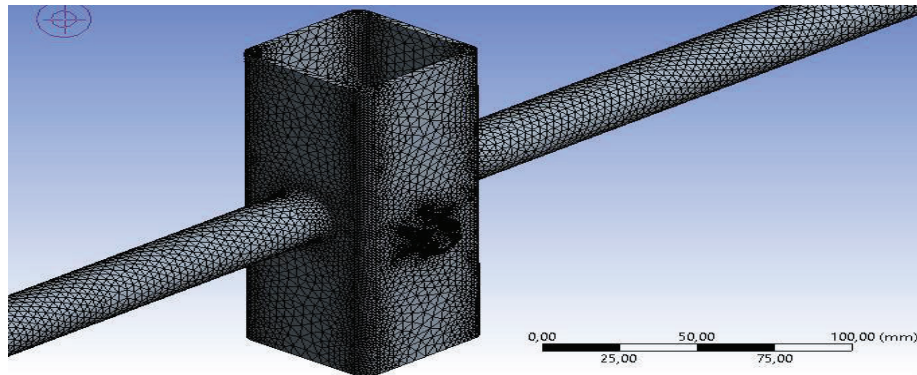


Figura 79. Estructura soporte de piernas, mallado.

(Fuente: Autores).

La selección de un mallado adecuado, permitirá obtener resultados esperados en la simulación; figura 79, y en la tabla 14 se compara los parámetros de mallados recomendados por el software.

Tabla 14. Calidad de malla de la estructura soporte de piernas.

Details of "Mesh"		Details of "Mesh"	
<input type="checkbox"/> Defaults		<input type="checkbox"/> Defaults	
<input type="checkbox"/> Sizing		<input type="checkbox"/> Sizing	
<input type="checkbox"/> Inflation		<input type="checkbox"/> Inflation	
<input type="checkbox"/> Advanced		<input type="checkbox"/> Advanced	
<input type="checkbox"/> Statistics		<input type="checkbox"/> Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	211134	<input type="checkbox"/> Nodes	211134
<input type="checkbox"/> Elements	124695	<input type="checkbox"/> Elements	124695
Mesh Metric	Skewness	Mesh Metric	Orthogonal Quality
<input type="checkbox"/> Min	4,9756e-007	<input type="checkbox"/> Min	0,32501
<input type="checkbox"/> Max	0,95985	<input type="checkbox"/> Max	0,99207
<input type="checkbox"/> Average	0,25132	<input type="checkbox"/> Average	0,84554
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,12724	<input type="checkbox"/> Standard Deviation	8,2521e-002

Parámetro de análisis	Datos recomendado por el software	Dato obtenido por la simulación	Calidad de la malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.84	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.251	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la figura 80 se presenta, la simulación en ANSYS, el equivalente de Von – Mises de la estructura soporte de piernas.

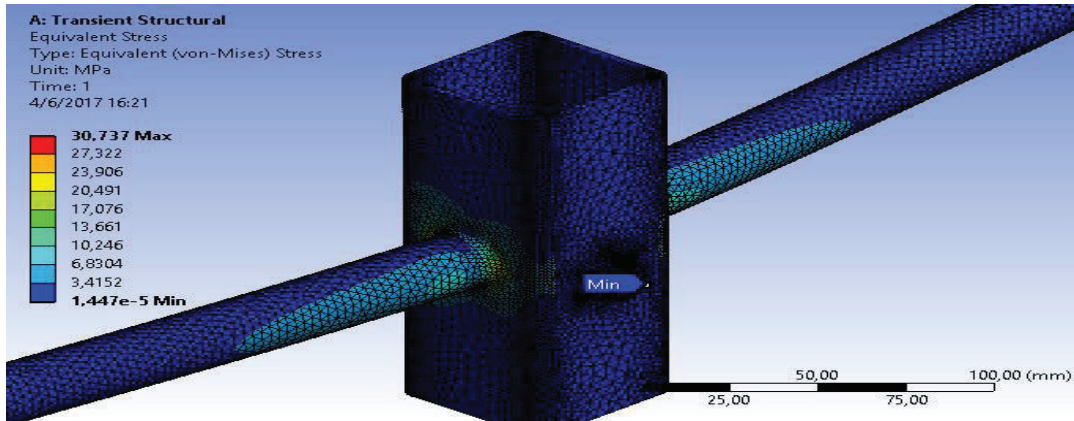


Figura 80. Estructura soporte de piernas, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para validar el diseño se utiliza la ecuación principal de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Es el Esfuerzo calculado en un componente estructural bajo las cargas

F_{perm} = Es el Esfuerzo permisible

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$53.87 \text{ MPa} \leq 0.66S_y$$

$$30,737 \text{ MPa} \leq 0.66 (250 \text{ MPa})$$

$$30,737 \text{ MPa} \leq 165 \text{ MPa}$$

El resultado indica que $F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$, por lo que se concluye que es correcta la técnica de diseño aplicado.

b. Deformación

En la Figura 81 se presenta los resultados de ANSYS de las deformaciones de la estructura soporte de piernas.

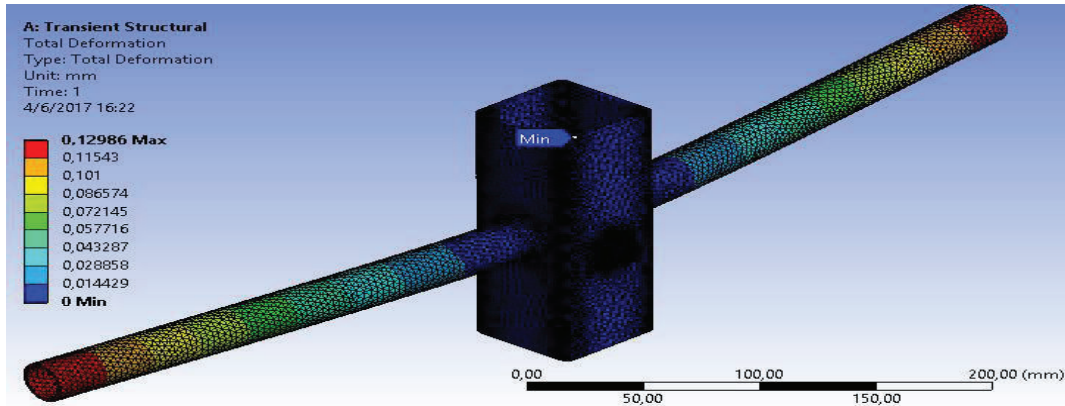


Figura 81. Estructura soporte de piernas, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Valor de la deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Valor de la deflexión permisible de la estructura

L = Valor de la distancia entre los soportes laterales de la estructura

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{170 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.212 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.1298 \text{ mm} \leq 0.212 \text{ mm}$$

Se observa que los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión; por lo tanto, no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

c. Factor de seguridad

En la figura 82 se presenta el valor, obtenido en ANSYS, de la estructura principal del soporte de piernas.

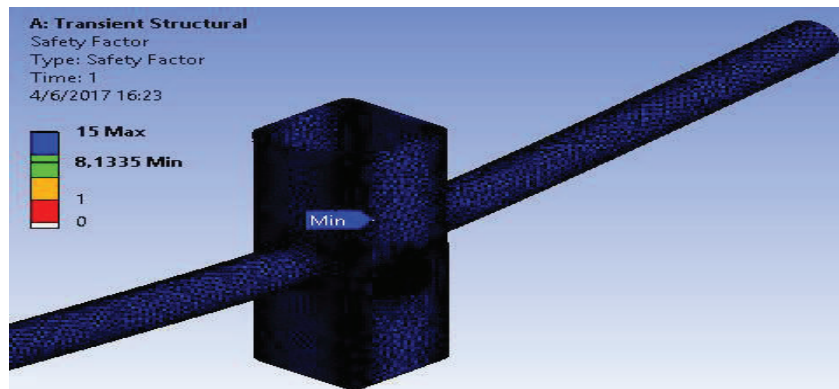


Figura 82. Factor de seguridad en el análisis de la estructura soporte de piernas.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{limite}}{\sigma_1}$$

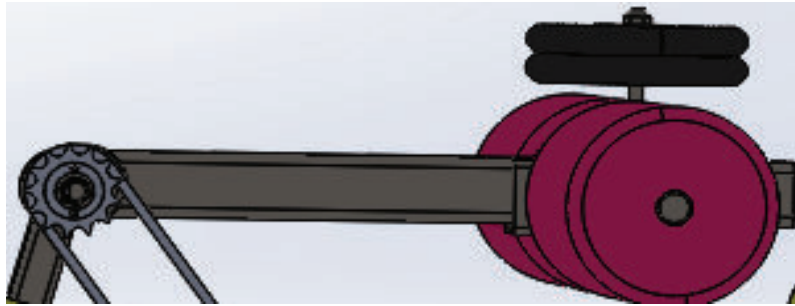
$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{30,737 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 8,1$$

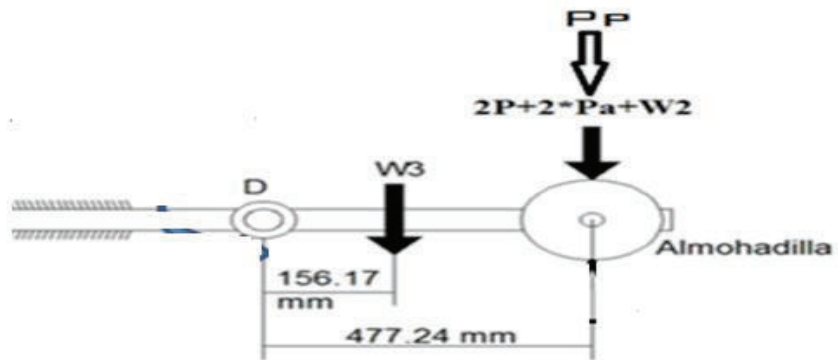
De acuerdo al valor del factor de seguridad obtenido, se determina que cumple con el requisito de diseño.

3.3.1.3. Análisis del brazo principal para soporte de piernas

En las Figuras 83 a y b, se presentan el brazo principal para soporte de piernas ensamblado y el diagrama de cuerpo libre, para el análisis respectivo.



a) Ensamblado del brazo principal, estructura soporte, almohadillas y pesas



b) Diagrama de cuerpo libre

Figura 83. Brazo principal para soporte de piernas.

(Fuente: Autores).

Dónde:

P: Peso pierna + pie (48.12 N).

Pa: Peso almohadilla (0.67 N).

W2: Peso de la estructura soporte de piernas (15.2 N).

W3: Peso de la brazo principal para soporte de piernas (24.10 N)

Pp: Peso de Pesas (98 N)

Peso Total a soportar: $2 \cdot P + 2 \cdot Pa + W2 + Pp$

Peso Total a soportar: $2 \cdot 48,12 + 2 \cdot 0,67 + 15,2 + 98$

Peso Total a soportar: 210,78 N.

El peso total a soportar el brazo principal para soporte de piernas es de 210.78 N, el cual fue asignado para el análisis estático; figura 84.

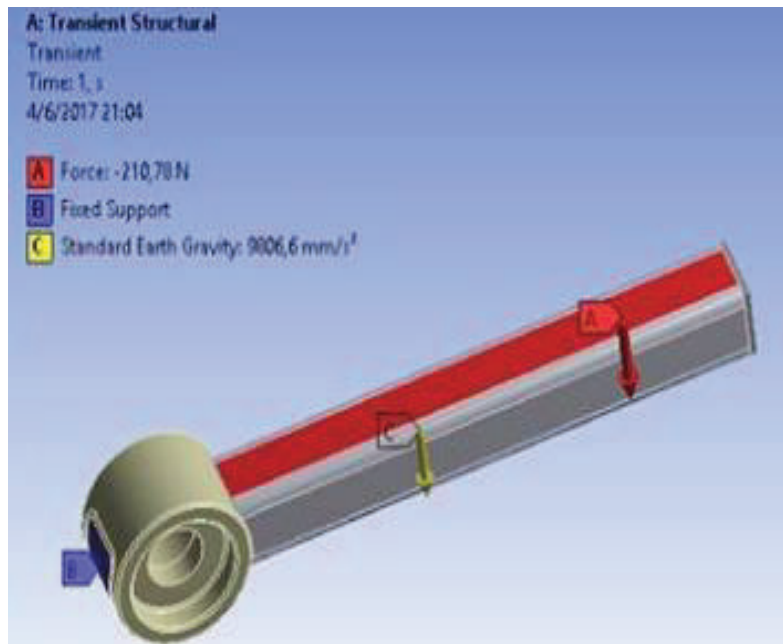


Figura 84. Brazo principal para soporte de piernas, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

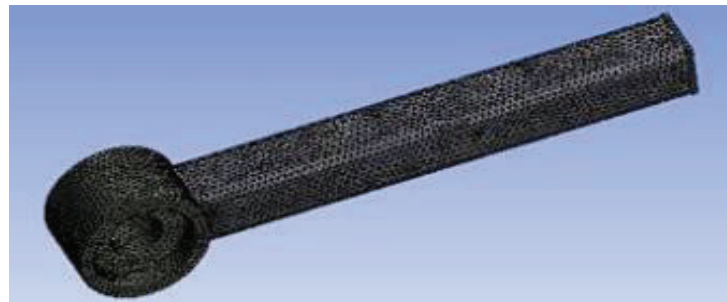
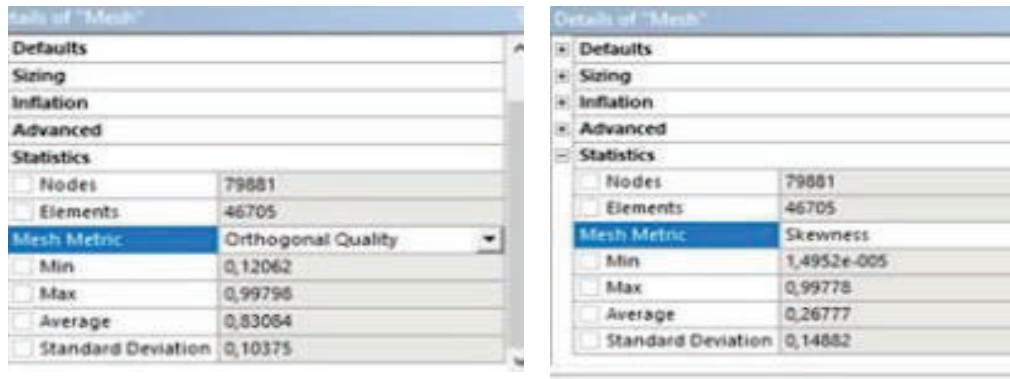


Figura 85. Brazo principal para soporte de piernas, mallado.

(Fuente: Autores).

La selección de un mallado adecuado, permitirá obtener resultados esperados en la simulación; figura 85. En la tabla 15 se compara los parámetros de mallados recomendados por el software.

Tabla 15. Calidad de la malla del brazo principal para soporte de piernas.



Parámetro de análisis	Datos recomendado por el software	Dato obtenido por la simulación	Calidad de la malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.8306	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.2677	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la Figura 86 se presenta el análisis en ANSYS del equivalente de Von - Mises del brazo principal para soporte de piernas.

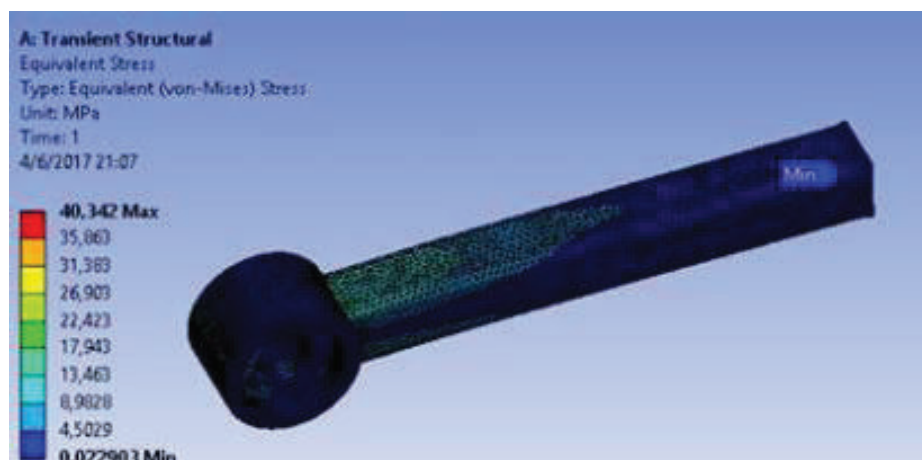


Figura 86. Brazo principal para soporte de piernas, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para validar el diseño se utiliza la ecuación principal del diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Es el Esfuerzo calculado en un componente estructural sometido a cargas.

F_{perm} = Esfuerzo permisible

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$40,342 \text{ MPa} \leq 0.66S_y$$

$$40,342 \text{ MPa} \leq 0.66 (250\text{MPa})$$

$$40,342\text{MPa} \leq 165 \text{ MPa}$$

El resultado indica que $F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$, por lo que se concluye que es correcta la técnica de diseño aplicado.

b. Deformación

En la Figura 87 se presenta los resultados de ANSYS de las deformaciones del brazo principal para soporte de piernas.

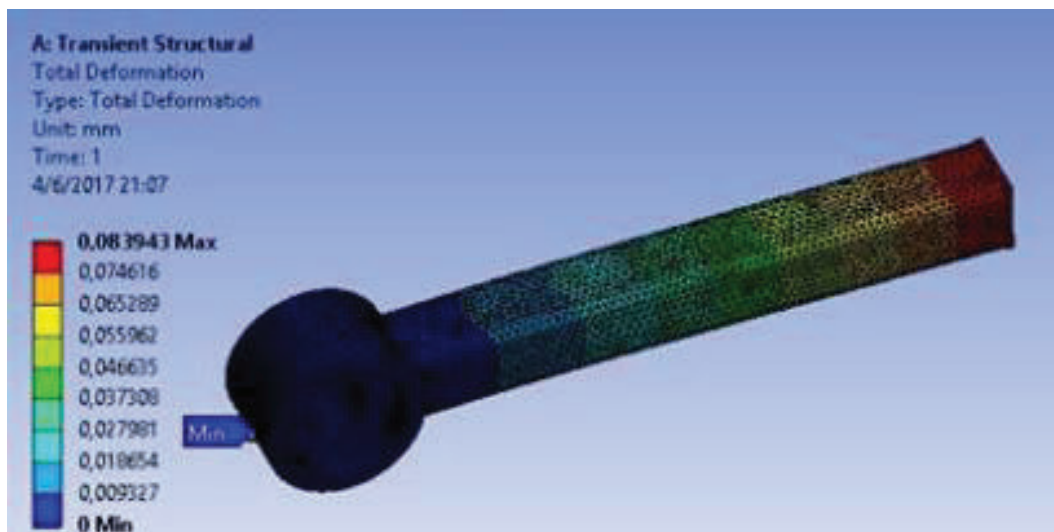


Figura 87. Brazo principal para soporte de piernas, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Valor de la deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Valor de la deflexión permisible de la estructura

L = Valor de la distancia entre los soportes laterales de la estructura

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{550 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.68 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.0839 \text{ mm} \leq 0.68 \text{ mm}$$

Los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión, parámetro que permite determinar que no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

c. Factor de seguridad

En la Figura 88 se presenta el valor, obtenido en ANSY, del Factor de Seguridad del brazo principal para soporte de piernas.

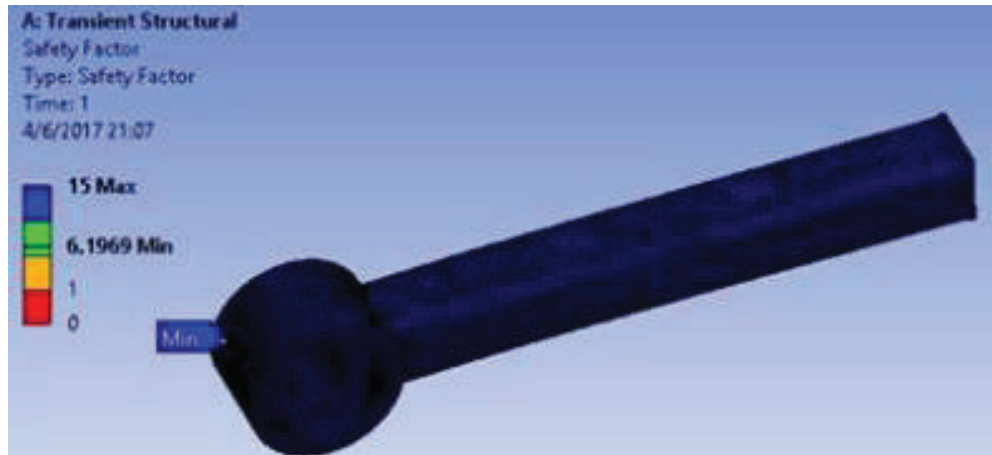


Figura 88. Factor de seguridad en el análisis del Brazo principal para soporte de piernas.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{limite}}{\sigma_1}$$

$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{40,342 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 6,2$$

De acuerdo al valor del factor de seguridad obtenido, se determina que cumple con el requisito de diseño.

En la figura 89, se presenta el diagrama de cuerpo libre del brazo principal incluido el soporte de piernas.

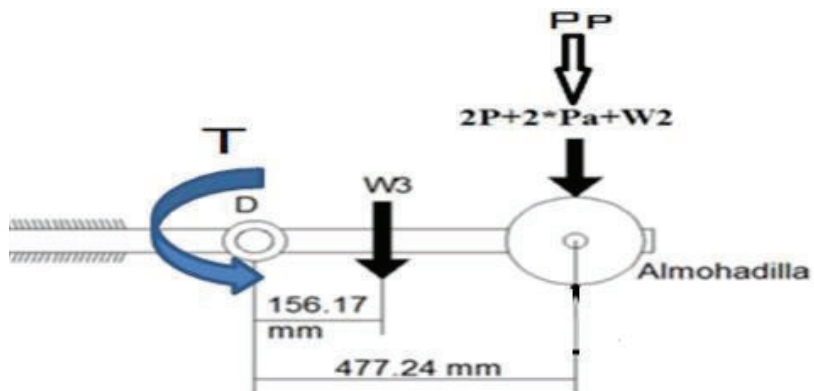


Figura 89. Estructura del brazo principal con cargas incluidas.

(Fuente: Autores).

Dónde:

P: Peso pierna + pie (48.12 N).

Pa: Peso almohadilla (0.67 N).

W2: Peso de la estructura soporte de piernas (15.2 N).

W3: Peso de la brazo principal para soporte de piernas (24.10 N)

Pp: Peso de Pesas (98 N)

Peso Total a soportar: $2*P+ 2*Pa+ W2+ Pp$

Peso Total a soportar: $2*48,12 + 2*0,67 + 15,2 + 98$

Peso Total a soportar: 210,78 N.

Cálculo del torque nominal:

$$\sum MD= T$$

$$W3*0,15617 + (2*P+2*Pa+W2+Pp)*0,47724 = T$$

$$T = 24.10*0.15617 + (2*48, 12 + 2*0,67 + 15,2 + 24,10 + 98)* 0,47724$$

$$T = 3,76 \text{ Nm} + (96,24 + 1,34 + 137,3)* 0,47724$$

$$T = 3,76 \text{ Nm} + 112,09 \text{ Nm}$$

$$\mathbf{T = 115,85 \text{ Nm}}$$

El MD de 115,85 Nm es el valor de torque nominal que servirá para la selección del servomotor y convertidor de par.

3.3.1.4. Análisis de la estructura del espaldar

En la figura 90, se presentan el espaldar, para el análisis respectivo.

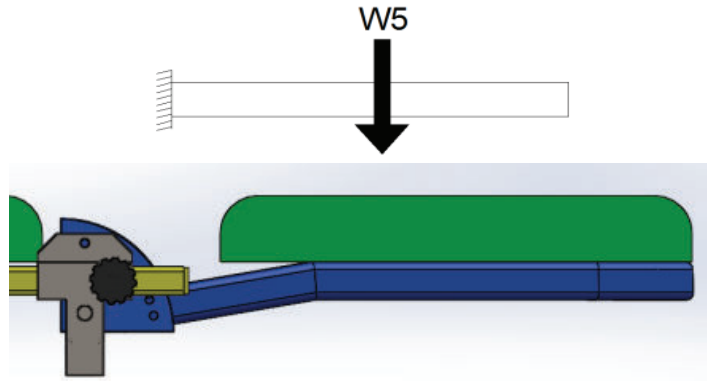


Figura 90. Espaldar, con el peso W5.

(Fuente: Autores).

W5: Peso del cuerpo sin las extremidades inferiores

Wp: Peso de la persona con percentil 50% = 80.5 Kg

Wm: Peso del muslo = 8.05 Kg

Wpp: Peso de la pierna = 3.7432 Kg

Wpie: Peso del pie = 1.167 Kg

$$W5 = Wp - Wm - Wpp - Wpie$$

$$W5 = 80.5 \text{ Kg} - 8.05 \text{ Kg} - 3.74 \text{ Kg} - 1.167 \text{ Kg}$$

$$W5 = 67.54 \text{ Kg}$$

$$W5 = 661.92 \text{ N}$$

La carga que se aplica es de **661.92 N**, en la cara superior de la estructura del espaldar, cuando ésta se encuentra totalmente horizontal y el paciente recostado totalmente; figura 91.

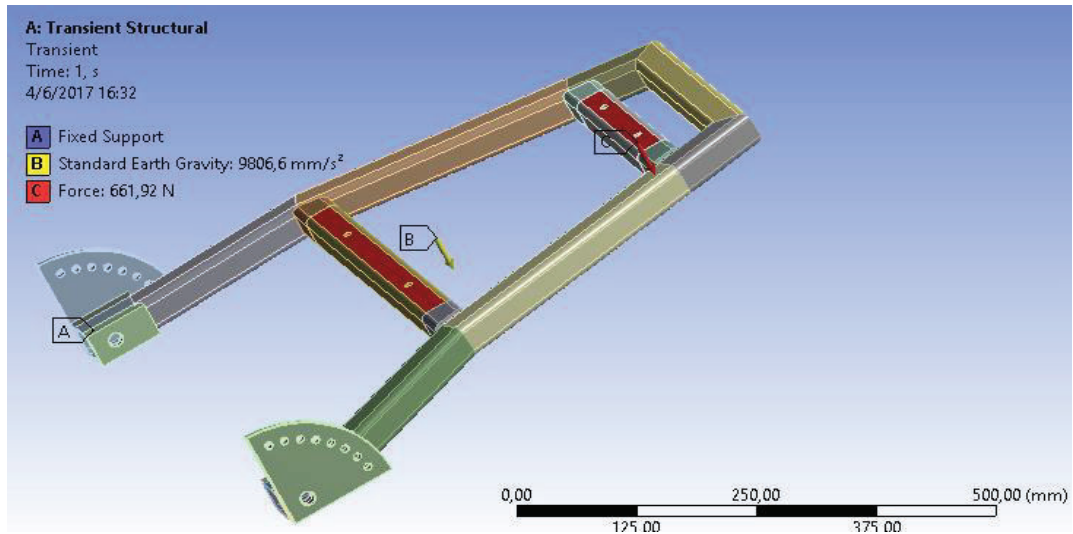


Figura 91. Espaldar, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

La selección de un mallado adecuado, permitirá obtener resultados esperados en la simulación; figura 92.

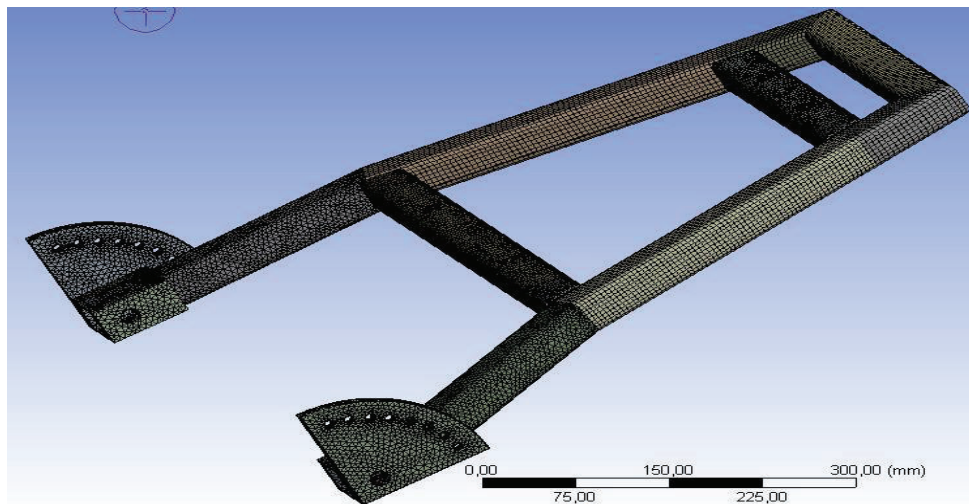


Figura 92. Espaldar, mallado.

(Fuente: Autores).

La comparación de los parámetros de mallados recomendados por el software, con los obtenidos se presenta en la tabla 16.

Tabla 16. Calidad de malla del espaldar.

Details of "Mesh"		Details of "Mesh"	
Nodes	230602	Nodes	230602
Elements	101799	Elements	101799
Mesh Metric	Orthogonal Quality	Mesh Metric	Skewness
Min	4,9758e-002	Min	7,5567e-004
Max	0,99989	Max	0,99998
Average	0,80751	Average	0,31226
Standard Deviation	0,12733	Standard Deviation	0,17845

Parámetro de análisis	Datos recomendado por el software	Dato obtenido por la simulación	Calidad de la malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.80	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.31	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la figura 93 se presenta, la simulación en ANSYS, el equivalente de Von – Mises del espaldar.

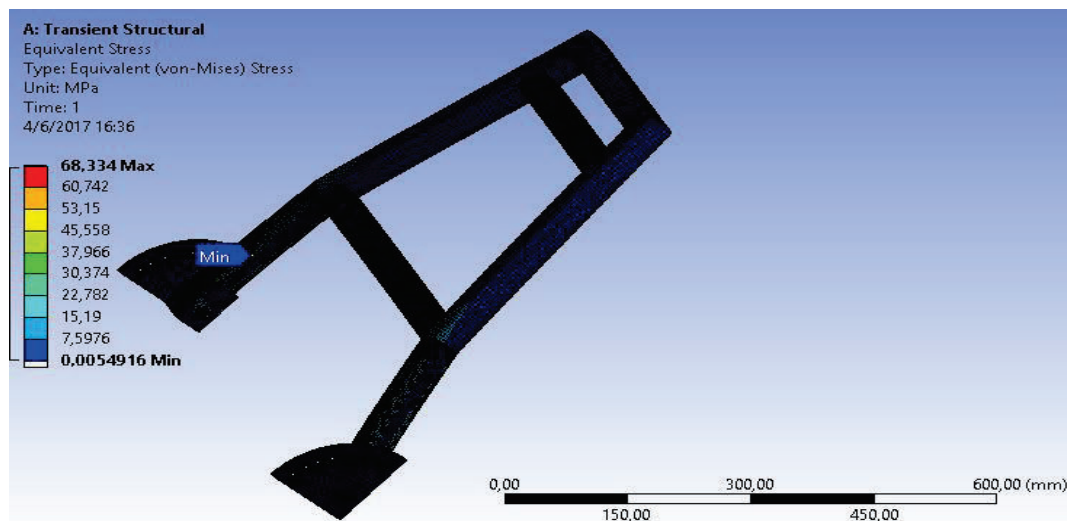


Figura 93. Espaldar, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para convalidar el diseño aplicamos la ecuación básica de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Esfuerzo calculado en un componente estructural bajo las cargas

F_{permi} = Esfuerzo permisible

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$68,334 \text{ MPa} \leq 0.66S_y$$

$$68,334 \text{ MPa} \leq 0.66 (250\text{Pa})$$

$$68,334 \text{ MPa} \leq 165 \text{ MPa}$$

Al aplicar las técnicas de diseño se puede observar que cumple con la condición propuesta.

b. Deformación

En la gráfica siguiente, se observa que la máxima deformación que se obtiene es de 0,74023mm, considerando como un valor aceptable. En la figura 94 se determinan las deformaciones del espaldar.

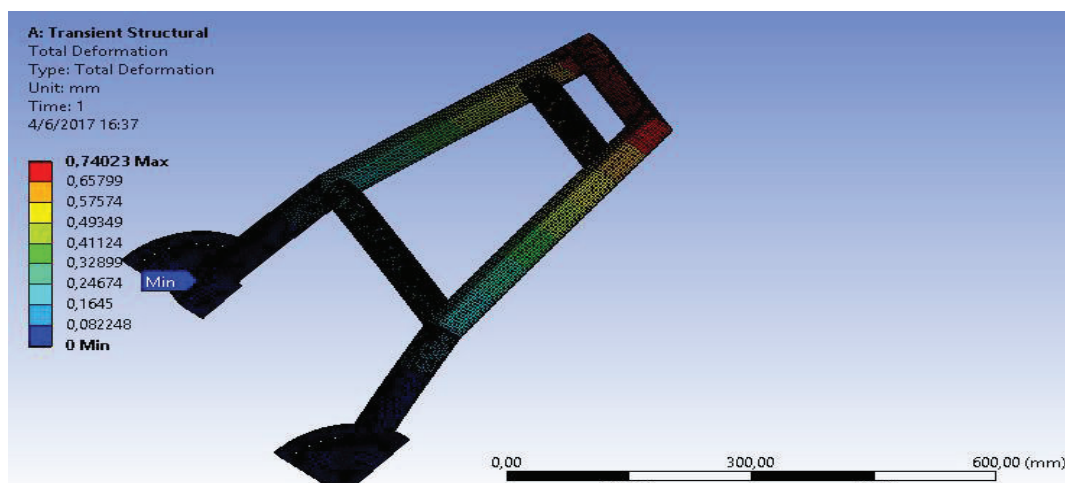


Figura 94. Espaldar, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Deflexión permisible de la estructura

L = Distancia entre soportes laterales

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{696 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.87 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.74023 \text{ mm} \leq 0.87 \text{ mm}$$

c. Factor de seguridad

El factor límite σ_{limite} se define con el valor de la resistencia a la fluencia de cada material. En la figura 95 se determinan el factor de seguridad del espaldar, en Ansys.

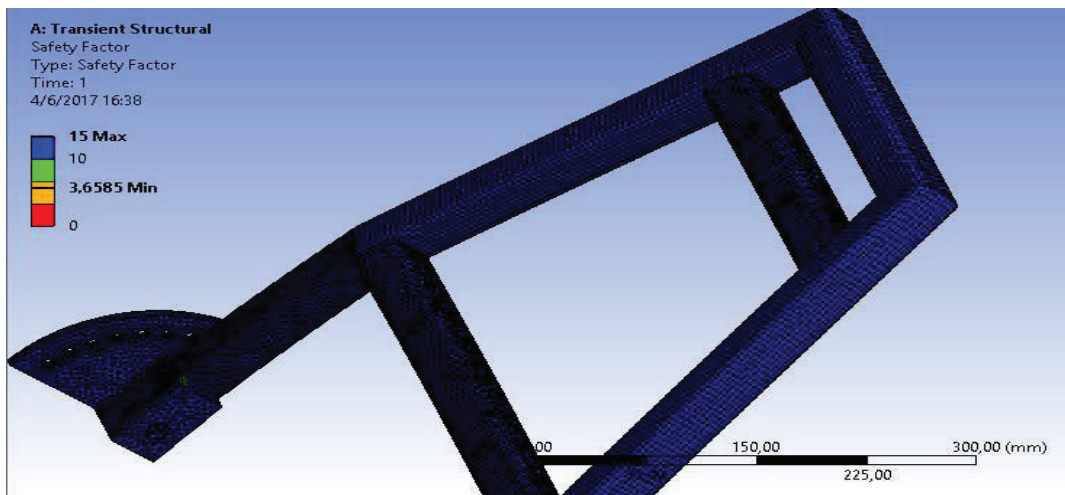


Figura 95. Espaldar, factor de seguridad.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{limite}}{\sigma_1}$$

$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{68,334 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 3,7$$

El factor de seguridad obtenido es de 3,7 considerado como muy aceptable.

3.3.1.5. Análisis del pasador de transmisión

En el apoyo de las dos piernas se tiene un momento de 115,85 Nm (del cálculo del torque de la estructura del brazo principal), el cual tiene que soportar el pasador de transmisión, colocado en esta articulación por lo que es necesario el análisis del elemento, figura 96.

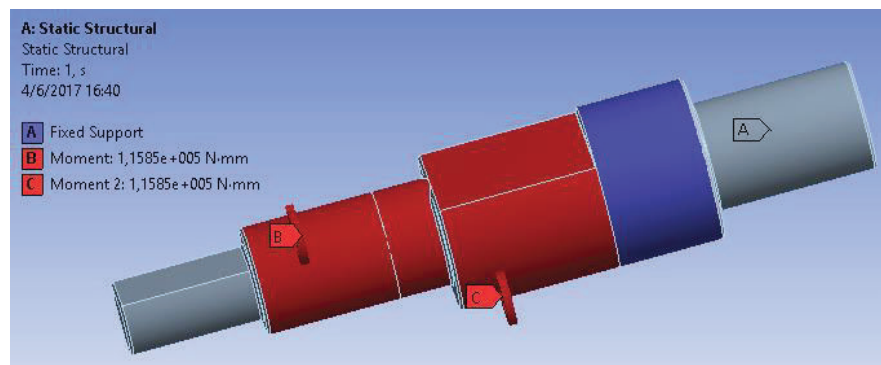


Figura 96. Pasador de transmisión, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

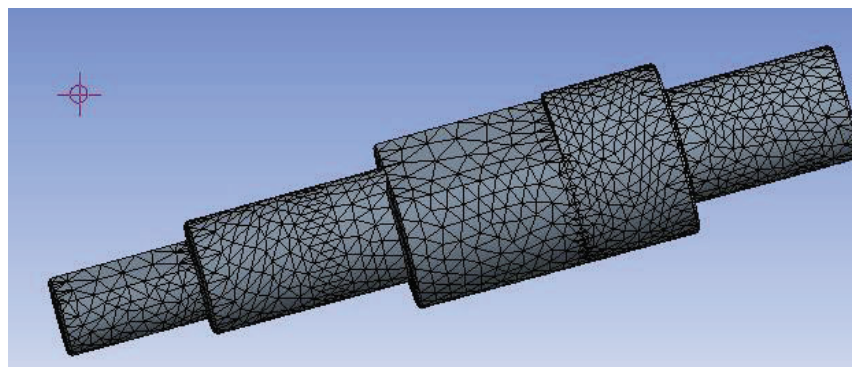


Figura 97. Pasador de transmisión, mallado.

(Fuente: Autores).

Para que la simulación muestre un correcto resultado, se debe realizar un adecuado mallado. En la figura 97, se presenta los aspectos de mallado recomendado por el software, y se compara con los obtenidos, los cuales se detallan en la tabla 17.

Tabla 17. Calidad de malla, del pasador de transmisión.

Details of "Mesh"		Details of "Mesh"	
Defaults		Defaults	
Sizing		Sizing	
Inflation		Inflation	
Advanced		Advanced	
Statistics		Statistics	
Nodes	20438	Nodes	20438
Elements	11678	Elements	11678
Mesh Metric	Orthogonal Quality	Mesh Metric	Skewness
Min	6,4191e-002	Min	3,7676e-003
Max	0,98064	Max	0,99997
Average	0,72949	Average	0,4667
Standard Deviation	0,15028	Standard Deviation	0,21246

Parámetro	Recomendado por Software	Obtenido por simulación	Calidad de Malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.72	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.46	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la figura 98 se determina el equivalente de Von – Mises del pasador de transmisión.

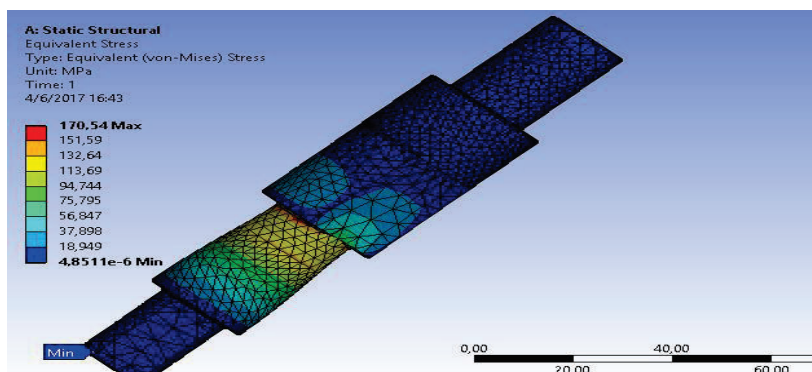


Figura 98. Pasador de transmisión, equivalente de Von Mises

(Fuente: Autores).

Para convalidar el diseño, se aplica la ecuación básica de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Esfuerzo calculado en un componente estructural bajo las cargas

F_{permi} = Esfuerzo permisible

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$170,54 \text{ MPa} \leq 0.66S_y$$

$$170,54 \text{ MPa} \leq 0.66 (350\text{MPa})$$

$$170,54\text{MPa} \leq 231 \text{ MPa}$$

Al aplicar las técnicas de diseño se observa que cumple con la condición propuesta.

b. Deformación

En la figura 99 se determinan las deformaciones del pasador de transmisión. En la gráfica se observa que la máxima deformación que se obtiene es 0.0258 mm, considerando como un valor aceptable.

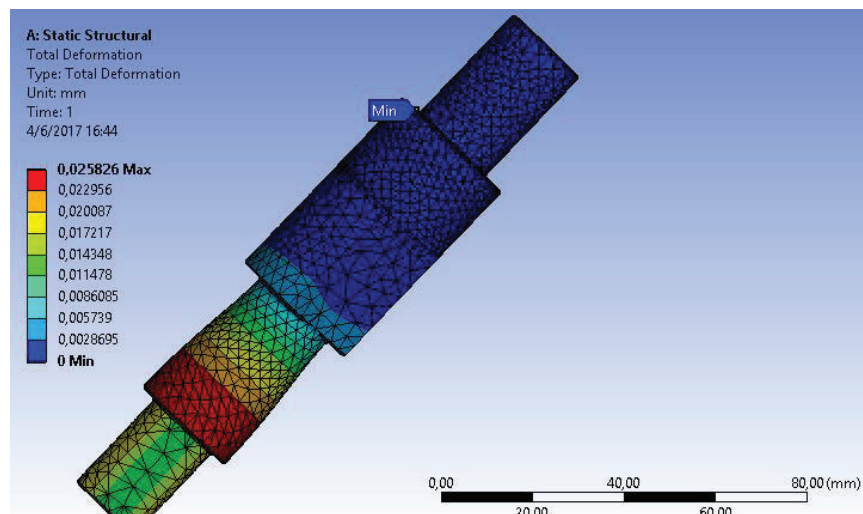


Figura 99. Pasador de transmisión, deformaciones

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Deflexión permisible de la estructura

L = Distancia entre soportes laterales

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{140 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.17 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.0258 \text{ mm} \leq 0.17 \text{ mm}$$

Los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión, por lo tanto, no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

c. Factor de seguridad

En la figura 100 se determina el factor de seguridad del pasador de transmisión.

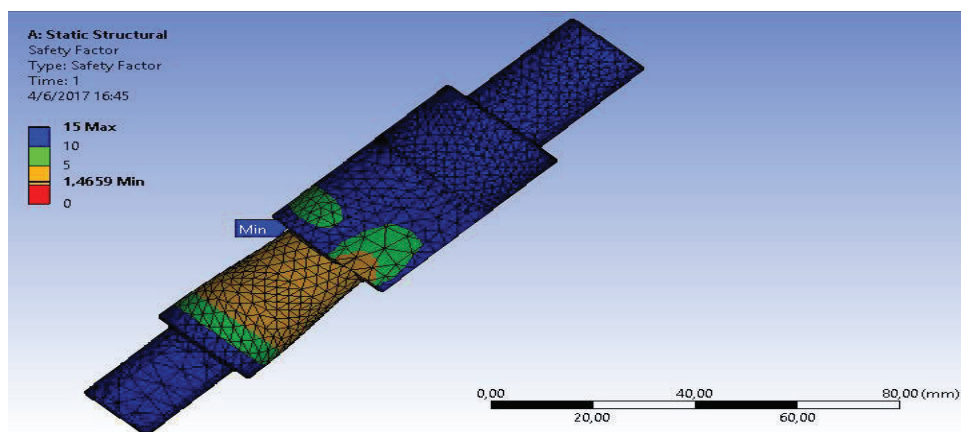


Figura 100. Pasador de transmisión, factor de seguridad.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{\text{limite}}}{\sigma_1}$$

$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{170,54 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 1.5$$

Una vez obtenido el factor de seguridad se observa que cumple con el requisito de diseño.

3.3.1.6. Análisis del apoyo soporte para pantalla HMI (Horquilla)

En este apoyo se tienen las reacciones que son producidas por la estructura y el peso del panel operador, siendo ésta B_x , B_y en el punto B y C_x en el punto C, figura 101.

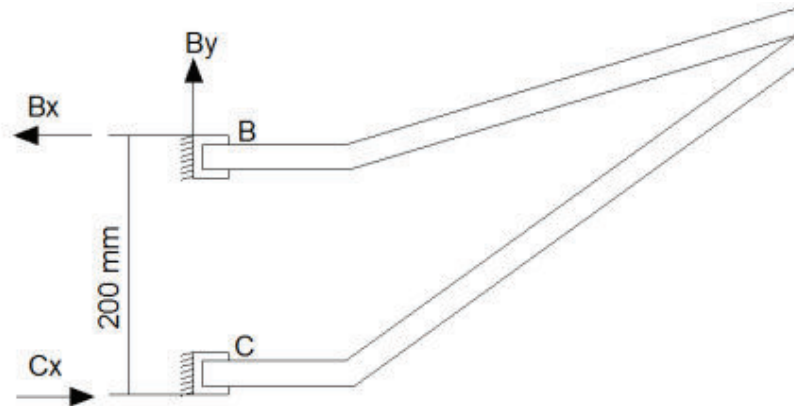


Figura 101. Reacciones en los apoyos del soporte del panel operador.

(Fuente: Autores).

Del análisis de cargas y momentos de la figura 101 (sumatoria de momentos en el punto C), se obtiene que:

$$C_x = 273.25 \text{ N}$$

$$B_x = C_x = 273.25 \text{ N}$$

$$B_y = 106 \text{ N}$$

$$M_C = 54.65 \text{ Nm}$$

Con estos datos se proceden a analizar la horquilla que soporte estas cargas. La fuerza y el momento aplicado es de 273.25 N y de 54.65 N-m respectivamente, se lo realizó en el interior del agujero, figura 102.

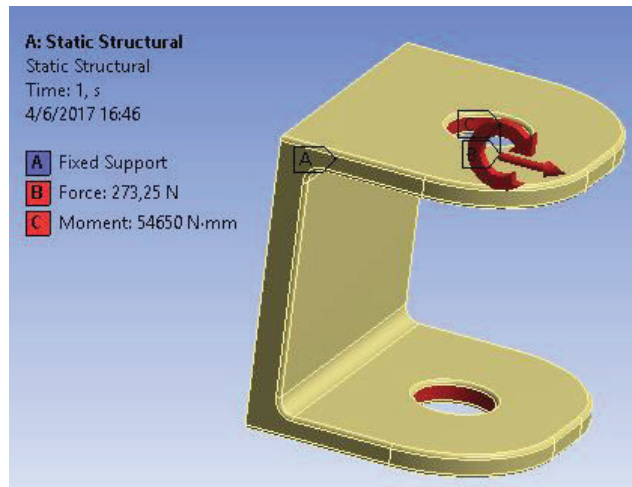


Figura 102. Horquilla, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

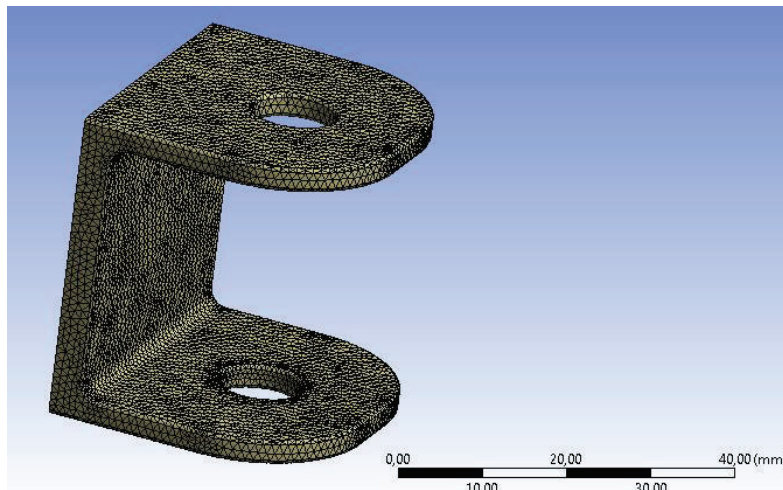


Figura 103. Horquilla, mallado.

Fuente: Autores.

Para que la simulación muestre un correcto resultado se tendrá que realizar un adecuado mallado; figura 103, y en la tabla 18 se compara los aspectos de mallados recomendados por el software, con los obtenidos.

Tabla 18. Calidad de malla, del apoyo soporte para pantalla HMI.

Details of "Mesh"		Details of "Mesh"	
<input type="checkbox"/> Defaults		<input type="checkbox"/> Defaults	
<input type="checkbox"/> Sizing		<input type="checkbox"/> Sizing	
<input type="checkbox"/> Inflation		<input type="checkbox"/> Inflation	
<input type="checkbox"/> Advanced		<input type="checkbox"/> Advanced	
<input type="checkbox"/> Statistics		<input type="checkbox"/> Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	151164	<input type="checkbox"/> Nodes	151164
<input type="checkbox"/> Elements	99523	<input type="checkbox"/> Elements	99523
Mesh Metric	Orthogonal Quality	Mesh Metric	Skewness
<input type="checkbox"/> Min	0,31482	<input type="checkbox"/> Min	2,9493e-004
<input type="checkbox"/> Max	0,9933	<input type="checkbox"/> Max	0,97188
<input type="checkbox"/> Average	0,85504	<input type="checkbox"/> Average	0,23416
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	8,4174e-002	<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,12822

Parámetro	Recomendado por Software	Obtenido por simulación	Calidad de Malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.85	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.23	Excelente

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la figura 104 se determina el equivalente de Von – Mises de la horquilla.

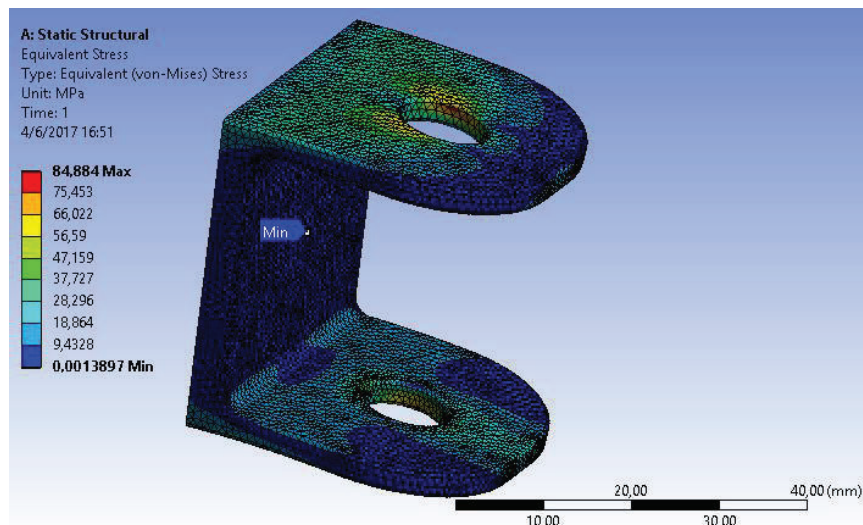


Figura 104. Horquilla, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para convalidar el diseño aplicamos la ecuación básica de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Esfuerzo calculado en un componente estructural bajo las cargas

F_{perm} = Esfuerzo permisible

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$84,88 \text{ MPa} \leq 0.66S_Y$$

$$84,88 \text{ MPa} \leq 0.66 (250\text{MPa})$$

$$83.90 \text{ MPa} \leq 165 \text{ MPa}$$

Al aplicar las técnicas de diseño se puede observar que cumple con la condición propuesta.

b. Deformación

En la figura 105 se determinan las deformaciones de la horquilla.

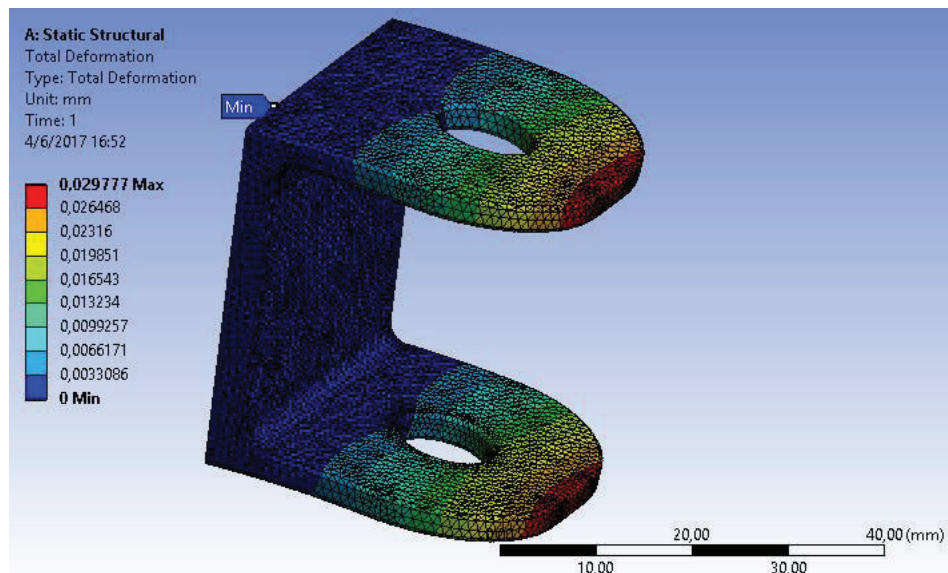


Figura 105. Horquilla, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Deflexión permisible de la estructura

L = Distancia entre soportes laterales

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{32 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.04 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.0297 \text{ mm} \leq 0.04 \text{ mm}$$

Los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión, por lo tanto, no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

c. Factor de seguridad

En la figura 106 se determina el factor de seguridad de la horquilla.

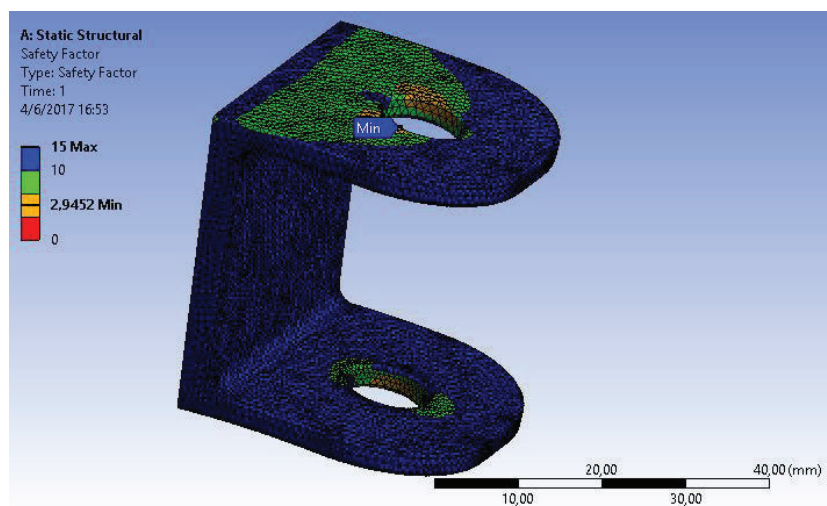


Figura 106. Horquilla, factor de seguridad.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{\text{limite}}}{\sigma_1}$$

$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{84,884 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 2.9$$

Una vez obtenido el factor de seguridad se observa que cumple con el requisito de diseño.

3.3.1.7. Análisis del pasador para soporte para pantalla HMI

Del análisis del pasador de la articulación para apoyo de pantalla HMI, los datos calculados, ayudan a dimensionar el pasador de esta articulación. Aplicando un Momento de 54.65 Nm, al cuerpo principal, figura 107.

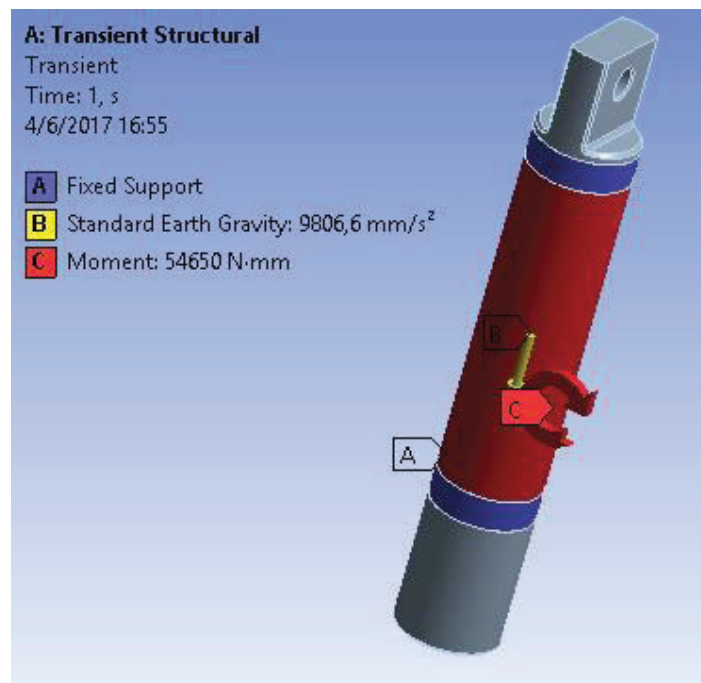


Figura 107. Pasador de la articulación, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

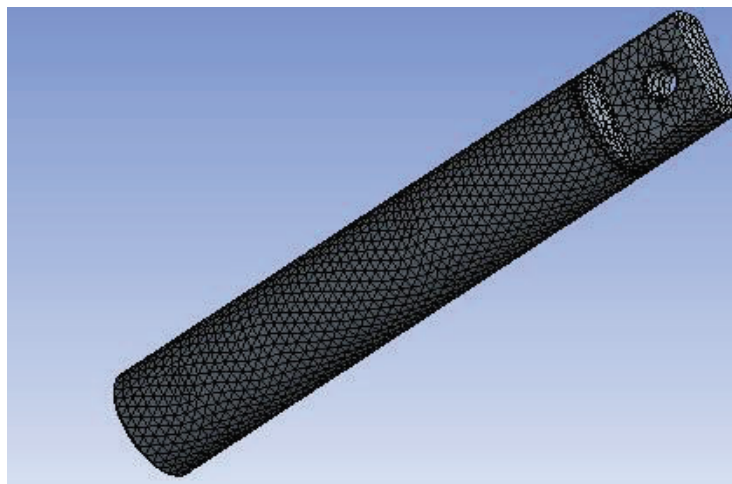


Figura 108. Pasador de la articulación, mallado.

(Fuente: Autores).

Para un correcto resultado se deberá realizar un mallado adecuado; figura 108, donde se compara los aspectos de mallados recomendados por el software, con los obtenidos, los cuales se detallan en la tabla 19.

Tabla 19. Calidad de malla, del pasador de la articulación.

Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	21981
<input type="checkbox"/> Elements	12386
Mesh Metric	Skewness
<input type="checkbox"/> Min	2,7166e-003
<input type="checkbox"/> Max	0,99522
<input type="checkbox"/> Average	0,41843
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,19424

Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	21981
<input type="checkbox"/> Elements	12386
Mesh Metric	Orthogonal Quality
<input type="checkbox"/> Min	0,14903
<input type="checkbox"/> Max	0,97936
<input type="checkbox"/> Average	0,7758
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,11314

Parámetro	Recomendado por Software	Obtenido por simulación	Calidad de Malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.77	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.41	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la figura 109 se determina el equivalente de Von – Mises del pasador de la articulación para soporte de pantalla HMI.

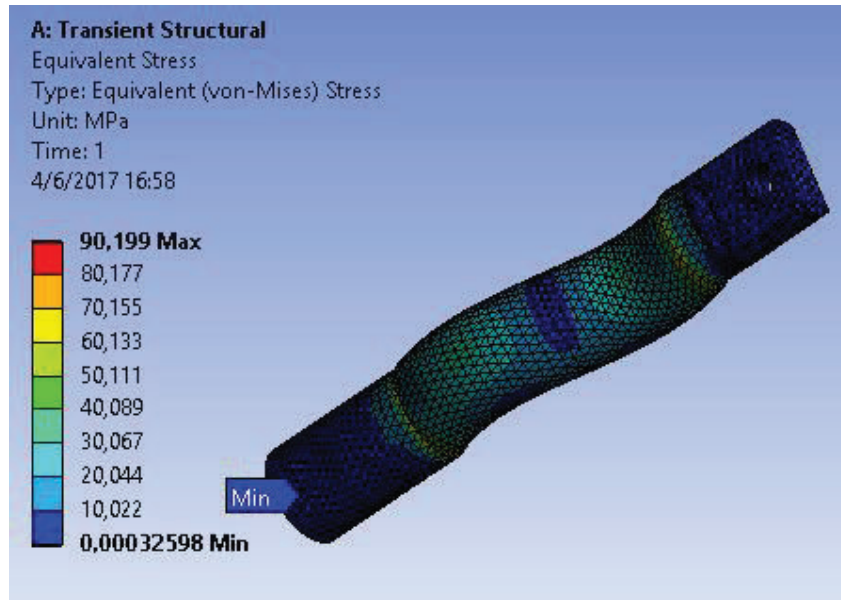


Figura 109. Pasador de la articulación, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para convalidar el diseño se aplica la ecuación básica de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Esfuerzo calculado en un componente estructural bajo las cargas

F_{perm} = Esfuerzo permisible

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$90.19 \text{ MPa} \leq 0.66S_y$$

$$90.19 \text{ MPa} \leq 0.66 (250\text{MPa})$$

$$90.19 \text{ MPa} \leq 165 \text{ MPa}$$

Al aplicar las técnicas de diseño se observa que cumple con la condición propuesta.

b. Deformación

En la figura 110 se determinan las deformaciones del pasador de la articulación para soporte de la pantalla HMI.

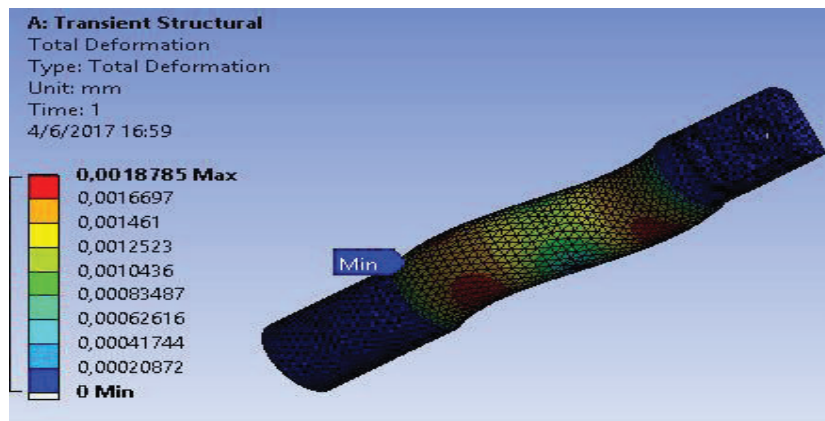


Figura 110. Pasador de la articulación, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Deflexión permisible de la estructura

L = Distancia entre soportes laterales

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{61 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 0.076 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.0018 \text{ mm} \leq 0.076 \text{ mm}$$

Los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión, por lo tanto, no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

c. Factor de seguridad

En la figura 111 se determina el factor de seguridad del pasador de la articulación para soporte para pantalla HMI.

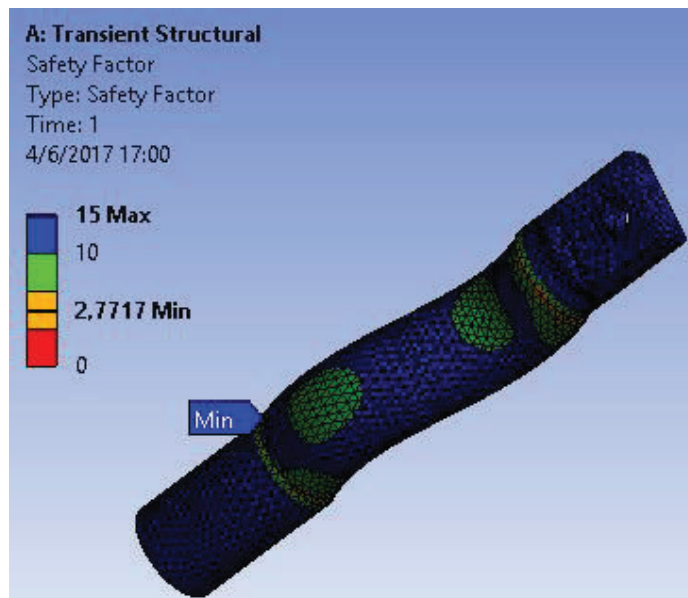


Figura 111. Pasador de la articulación, factor de seguridad.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{\sigma_{\text{limite}}}{\sigma_1}$$

$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{90.19 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 2.77$$

Una vez obtenido el factor de seguridad se observa que cumple con el requisito de diseño.

3.3.1.8. Análisis de la estructura base

Para el análisis estático de ésta estructura es necesaria la consideración de los resultados de los análisis realizados hasta el momento, debido a que todas las fuerzas y momentos se aplican en ésta estructura, figuras 112 y 113.

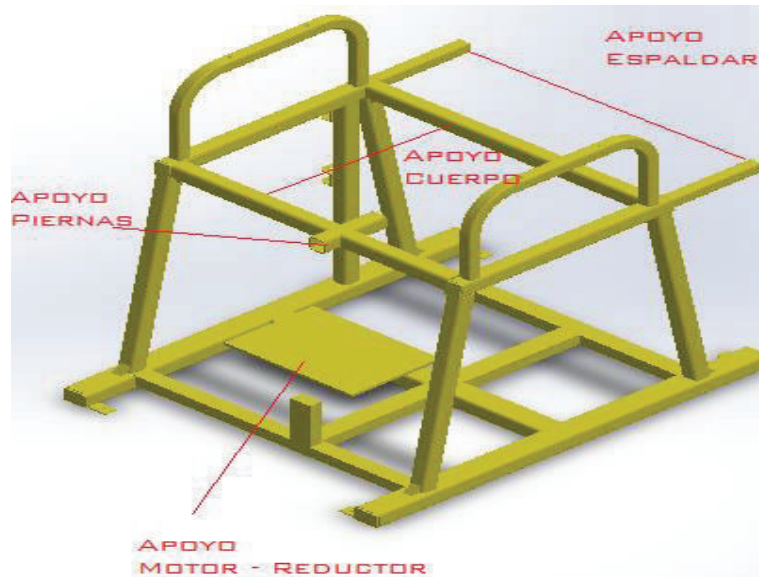


Figura 112. Geometría y apoyos de la estructura base.

(Fuente: Autores).



Figura 113. Apoyo del soporte para la pantalla HMI.

(Fuente: Autores).

3.3.1.8.1. Apoyo cuerpo

El peso soportado por la estructura se lo consideró de 80.5 Kg o 788.9 N.

3.3.1.8.2. Apoyo reductor

En éste se va a colocar el reductor al igual que el servomotor. El reductor seleccionado tiene un peso de 6.2 Kg o 61 N, mientras que el servomotor tiene un peso de 3.1 Kg o 30.4 N; figura 114.

El servomotor está ubicado en voladizo en el reductor generando un momento que afecta a la estructura. Teniendo un valor de $(30.4 \text{ N}) * (0.1575 \text{ m}) = 4.8 \text{ Nm}$

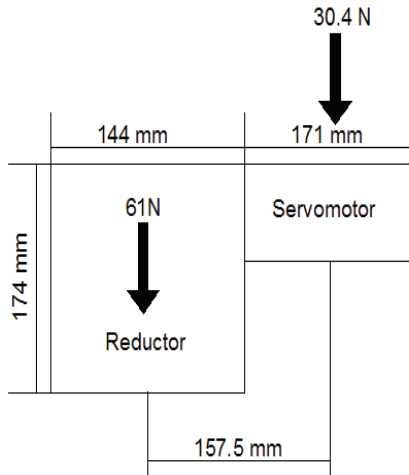


Figura 114. Reductor – servomotor, diagrama de cuerpo libre.

(Fuente: Autores).

3.3.1.8.3. Apoyo espaldar

En el apoyo espaldar se tiene los momentos generados por el peso del cuerpo menos las extremidades inferiores y el peso de la estructura misma; figura 115.

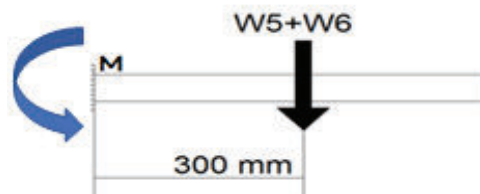


Figura 115. Diagrama de cuerpo libre del espaldar.

(Fuente: Autores).

Dónde:

W5: Peso del cuerpo sin extremidades (661.92 N)

W6: Peso del estructura (95.36 N)

$$+\uparrow \sum M = 0$$

$$M = (W_6 + W_5) * (0.3\text{m})$$

$$M = (95.36 + 661.92)\text{N} * (0.3\text{m})$$

$$M = 227.184 \text{ Nm}$$

a. Análisis de la base

Las cargas y momentos descritos anteriormente, se aplica en cada una de las áreas de apoyo y de giro en la estructura base y soporte, tanto para el motor – reductor, como en el eje de transmisión de movimiento, espaldar, pantalla HMI y asiento del paciente, figura 116.

Momento en el Espalar: 227.184 Nm (H)

Peso de la persona: 788.9 N (B)

Peso del reductor: 61 N (D)

Momento que provoca el servomotor: 4.8 Nm (I)

Momento del soporte HMI: 54.65Nm (J)

Momento en el pasador de transmisión: 115,85 Nm (F)

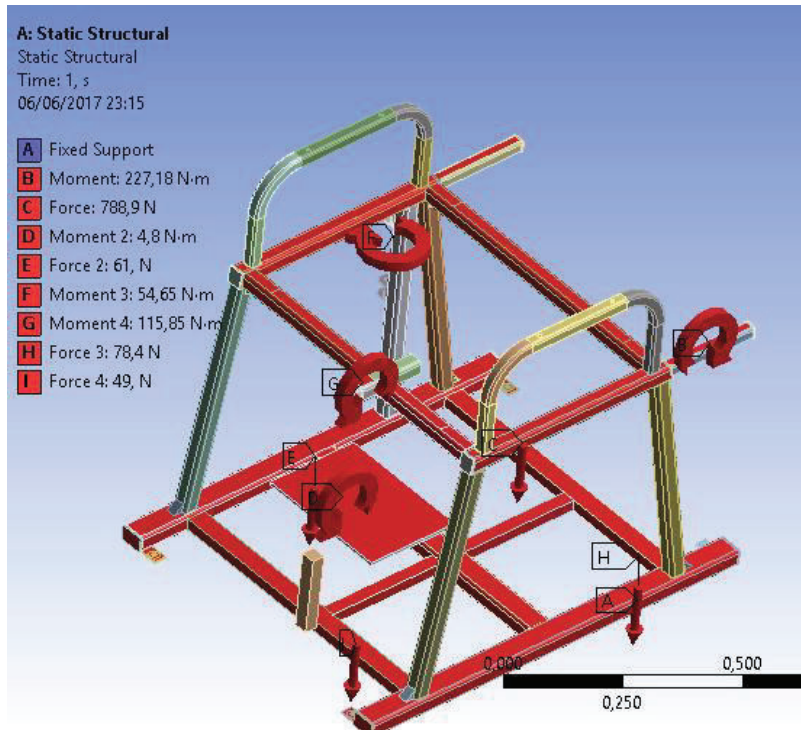


Figura 116. Base, condiciones de borde.

(Fuente: Autores).

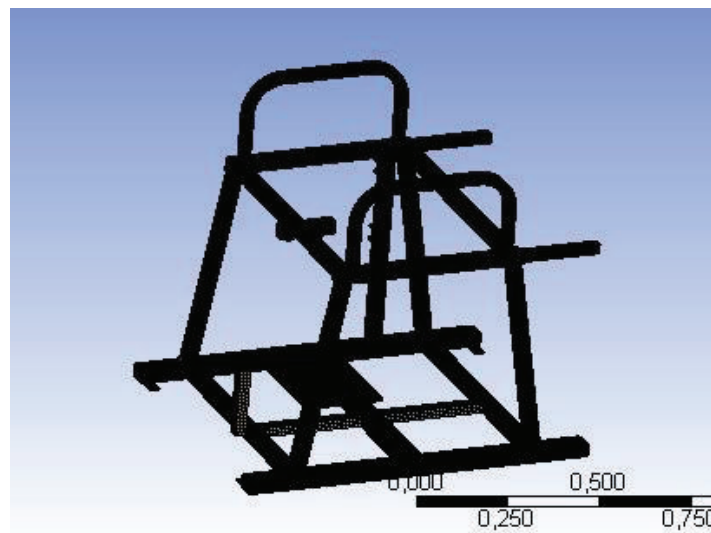


Figura 117. Base, mallado.

(Fuente: Autores).

Para que la simulación muestre un correcto resultado se tendrá que realizar un adecuado mallado; figura 117, donde se compara los aspectos de mallados recomendados por el software, con los obtenidos, los cuales se detallan en la tabla 20.

Tabla 20. Calidad de malla, de la base.

Statistics		Statistics	
Nodes	44128205	Nodes	44128205
Elements	22074957	Elements	22074957
Mesh Metric	Orthogonal Quality	Mesh Metric	Skewness
Min	0,	Min	1,3057e-010
Max	1,	Max	1,
Average	0,86006	Average	0,23544
Standard Deviation	9,3258e-002	Standard Deviation	0,13183

Parámetro	Recomendado por Software	Obtenido por simulación	Calidad de Malla
Ortogonalidad	Promedio 1	Promedio 0.86	Muy Buena
Oblicuidad	Promedio 0.25	Promedio 0.23	Muy Buena

(Fuente: Autores).

a.1. Tensión equivalente (Von - Mises)

En la figura 118 se determina el equivalente de Von – Mises de la estructura base del banco de cuádriceps automático.



Figura 118. Base, equivalente de Von Mises.

(Fuente: Autores).

Para convalidar el diseño se aplica la ecuación básica de diseño estructural:

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

Dónde:

F_{calc} = Esfuerzo calculado en un componente estructural bajo las cargas

F_{perm} = Esfuerzo permisible

$$F_{\text{calc}} \leq F_{\text{permi}}$$

$$160.09 \text{ MPa} \leq 0.66S_y$$

$$160.09 \text{ MPa} \leq 0.66 (250\text{MPa})$$

$$164,05 \text{ MPa} \leq 165 \text{ MPa}$$

Al aplicar las técnicas de diseño se puede observar que cumple con la condición propuesta.

a.2. Deformación

En la figura 119 se determinan las deformaciones de la estructura base del banco de cuádriceps automático, en Ansys.

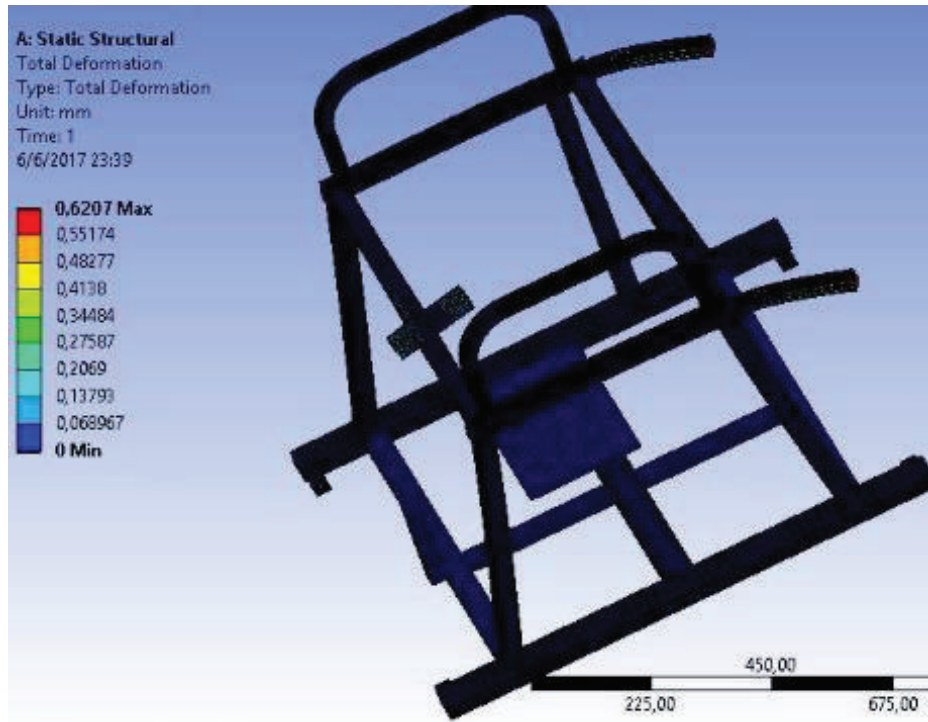


Figura 119. Base, deformaciones.

(Fuente: Autores).

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

Dónde:

δr = Deflexión que soporta el acero estructural

$\frac{L}{800}$ = Deflexión permisible de la estructura

L = Distancia entre soportes laterales

$$\delta r \leq \left[\frac{L}{800} \right]$$

$$\delta r \leq \frac{1000 \text{ mm}}{800}$$

$$\delta r \leq 1.25 \text{ mm}$$

Dónde:

$$0.62 \text{ mm} \leq 1.25 \text{ mm}$$

Los resultados obtenidos de la simulación no sobrepasan los límites de deflexión, por lo tanto, no afecta el funcionamiento propio del mecanismo.

a.3. Factor de seguridad

En la figura 120 se determina el factor de seguridad de la estructura base del banco de cuádriceps automático, en Ansys.

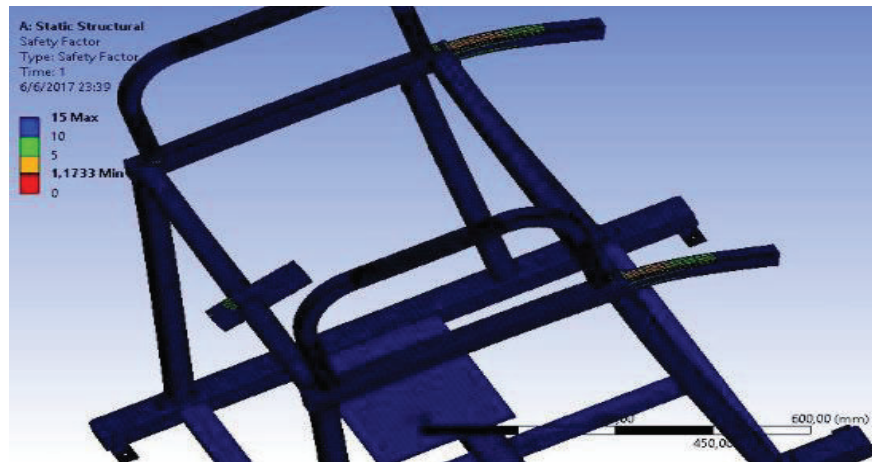


Figura 120. Base, factor de seguridad.

(Fuente: Autores).

$$F_s = \frac{250 \text{ MPa}}{165 \text{ MPa}}$$

$$F_s = 1.5$$

Una vez obtenido el factor de seguridad se observa que cumple con el requisito de diseño.

3.4. Diseño del sistema de cuantificación de actividad muscular con señales electromiográficas de superficie (emg)

En este apartado se realiza el diseño del sistema de cuantificación de actividad muscular con señales electromiográficas de superficie (EMG) para el banco de cuádriceps.

Previo al diseño del sistema, las condiciones de operación del banco de cuádriceps (máquina de rehabilitación) se traduce de la siguiente manera:

Existen dos modos de operación para el paciente:

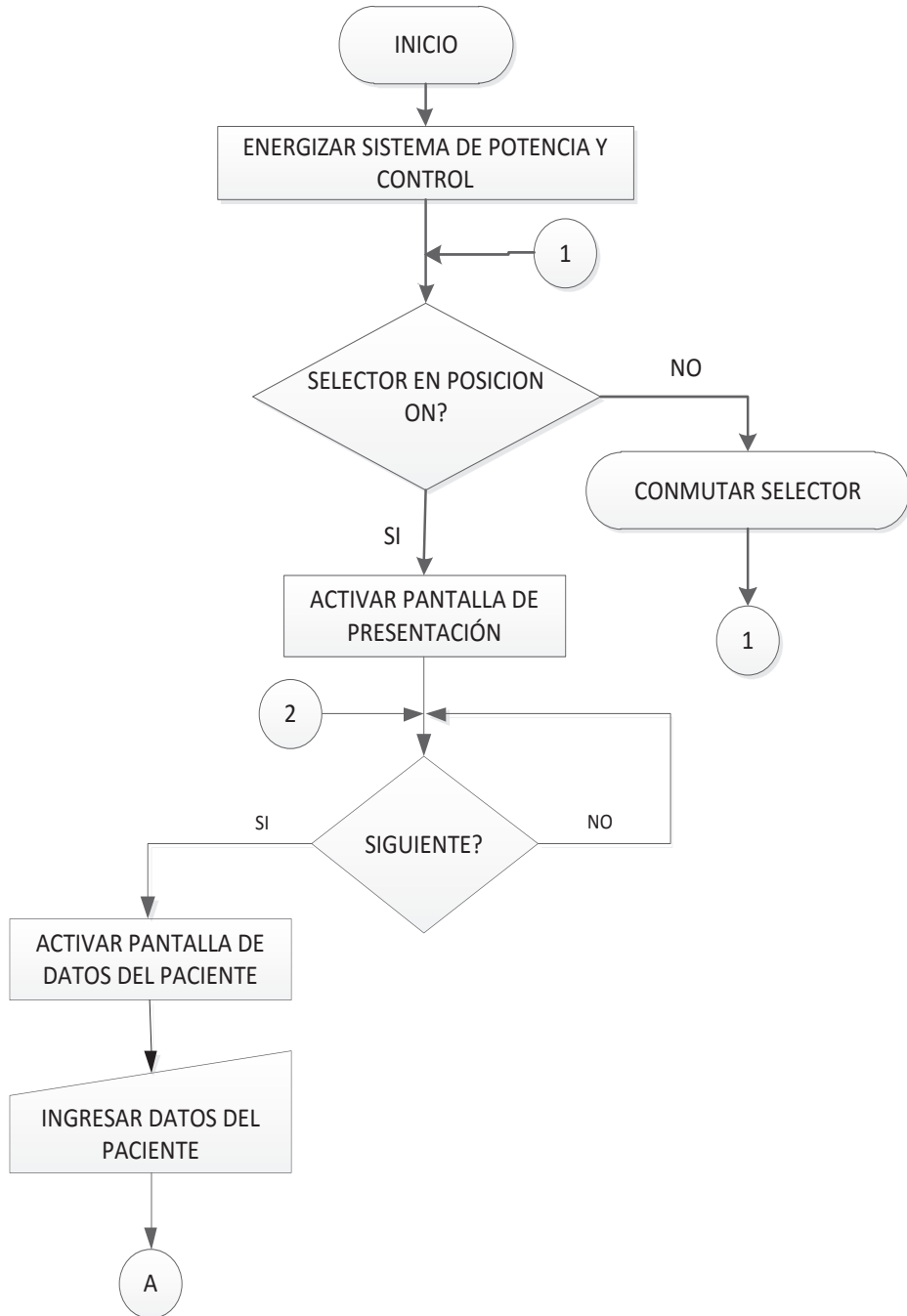
Modo Activo: El paciente realiza un conjunto de movimientos de rodilla (esfuerzo físico) de acuerdo a las indicaciones del médico.

Modo Pasivo: La máquina actúa sobre la rodilla en recuperación, aplicando movimientos recomendados por el médico.

El Panel de Operador, permite configurar el modo de operación de la máquina de rehabilitación.

La información sobre el grado de recuperación del paciente se obtiene a través de sensores de músculo (EMG) los cuales entregan información del nivel de actividad muscular.

En base a las especificaciones anteriores, en la figura 121 se muestra el diagrama global de funcionamiento del sistema de cuantificación de actividad muscular.



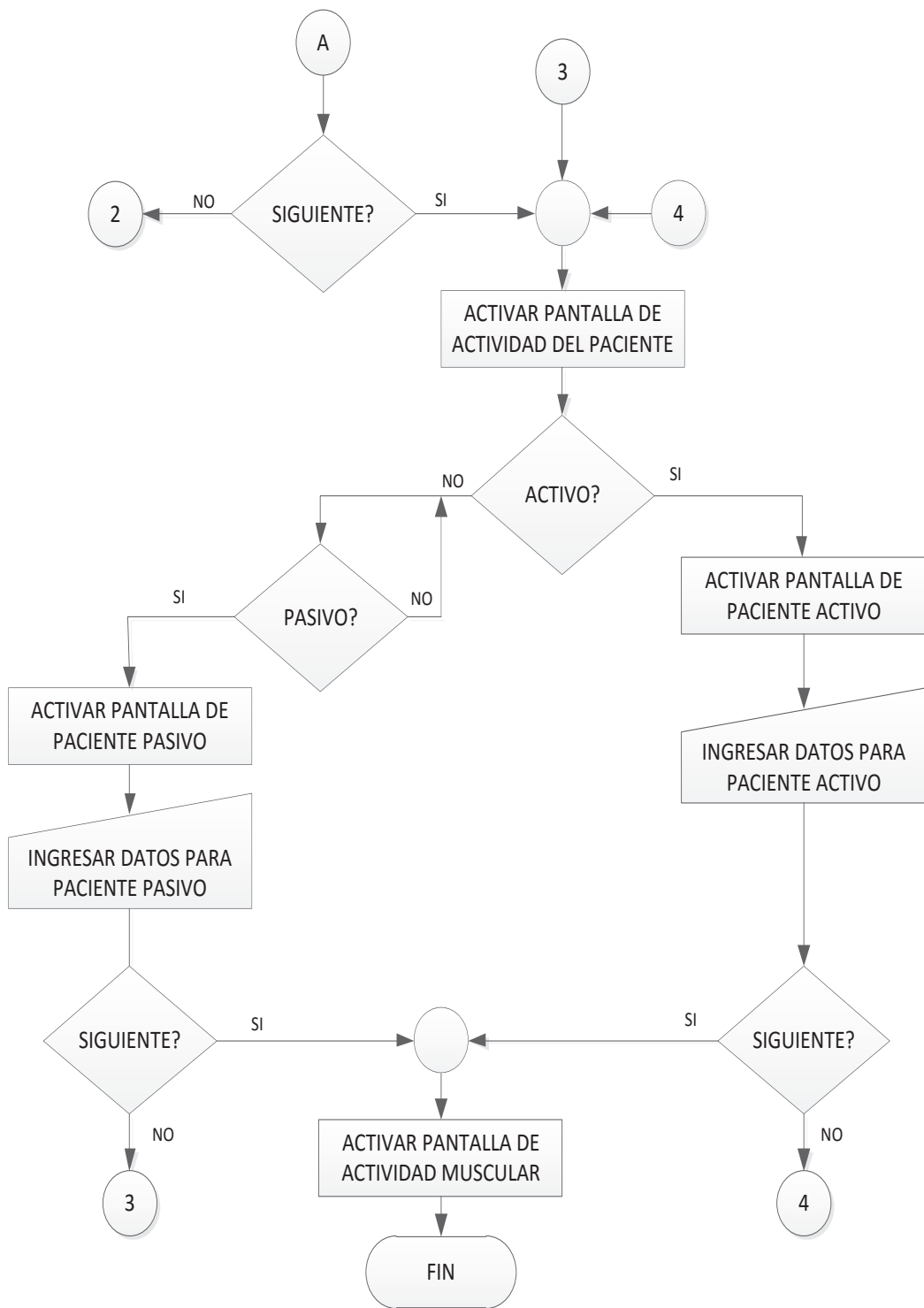


Figura 121. Diagrama global de sistema de cuantificación de actividad muscular.

(Fuente: Autores).

3.5. Diseño del sistema de visualización de resultados

En el control automático de máquinas, sistemas o procesos, se debe disponer de interfaces de comunicación entre el hombre y la máquina, conocidos como HMI (Interface Human Machine).

Estas interfaces permiten al operador controlar y monitorear en todo momento el estado actual de las variables de la máquina, sistema o proceso; es decir, el operador puede emitir órdenes en función de la respuesta alcanzada y de las necesidades de cada momento.

En la práctica estas interfaces de comunicación entre la máquina o proceso y el operador, pueden ser:

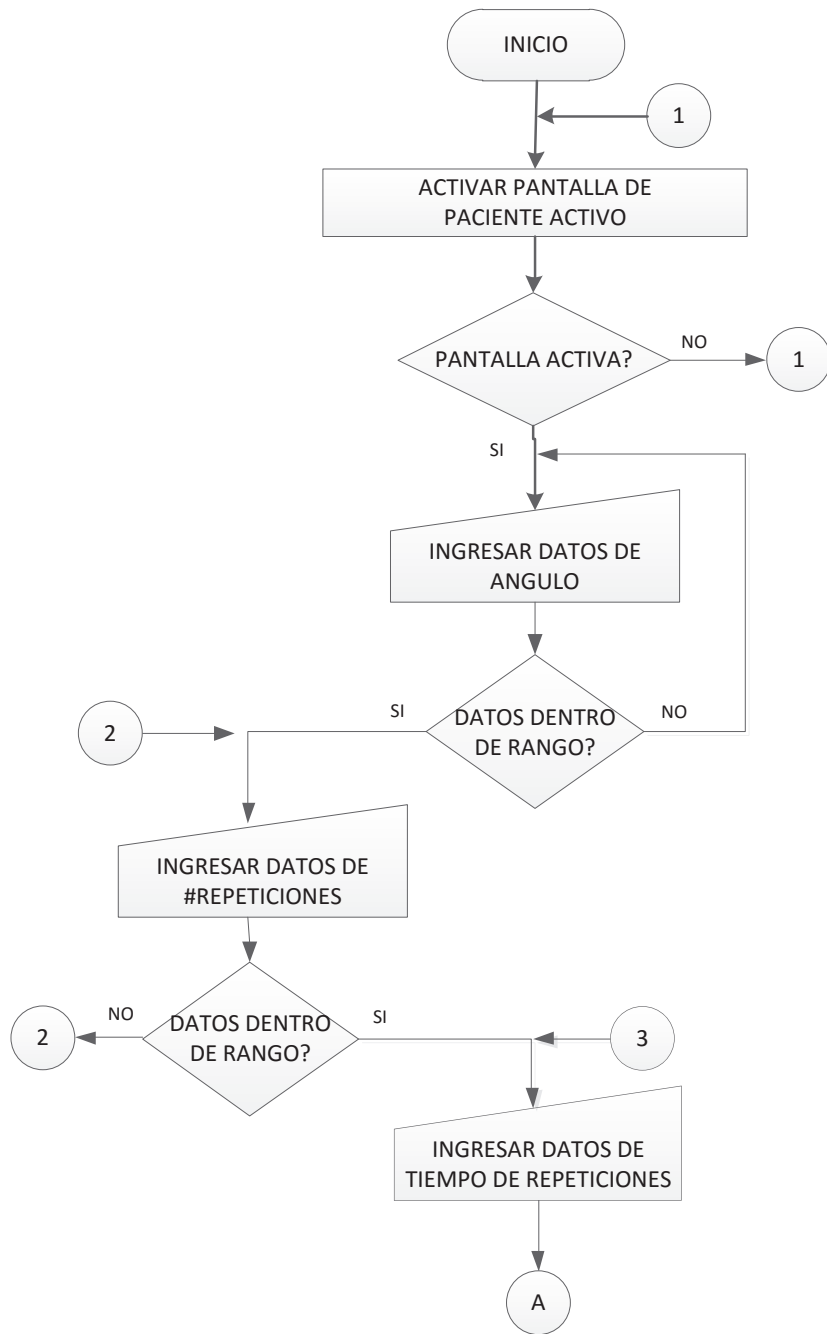
Visualizadores simples de mensajes

Visualizadores gráficos (a color o B/N) con pulsadores

Paneles de operador

Paneles programables táctiles de última generación dotados de memoria suficiente para almacenar programas y datos de la máquina o del proceso.

En la figura 122 se presenta el diagrama de diseño del sistema de visualización de datos ingresados y resultados obtenidos, para el caso de modo activo del paciente; siendo el mismo procedimiento el que se aplica para los otros sistemas de visualización (modo pasivo y señales EMG).



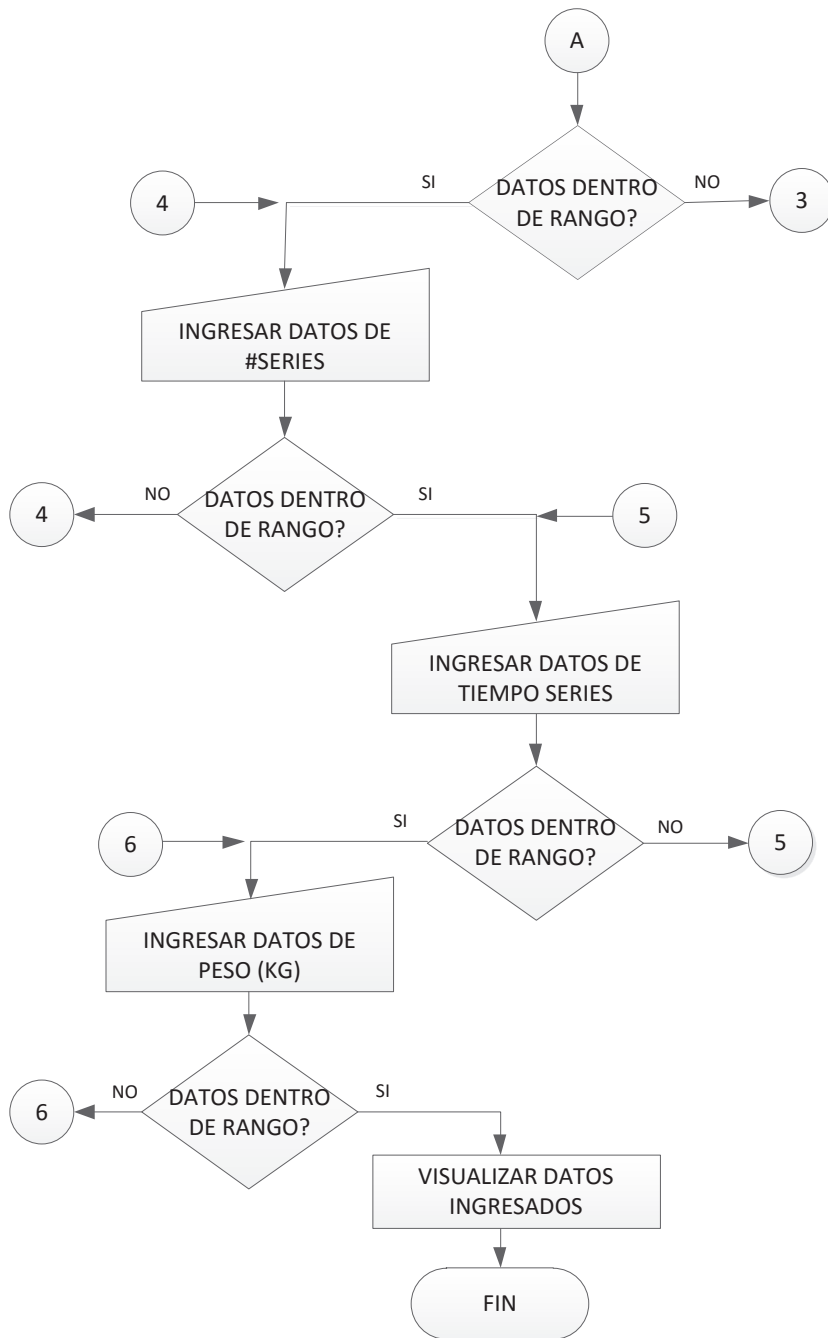


Figura 122. Diagrama global del sistema de visualización de resultados.

(Fuente: Autores).

3.6. Diseño del sistema para archivar y almacenar sesiones de pacientes

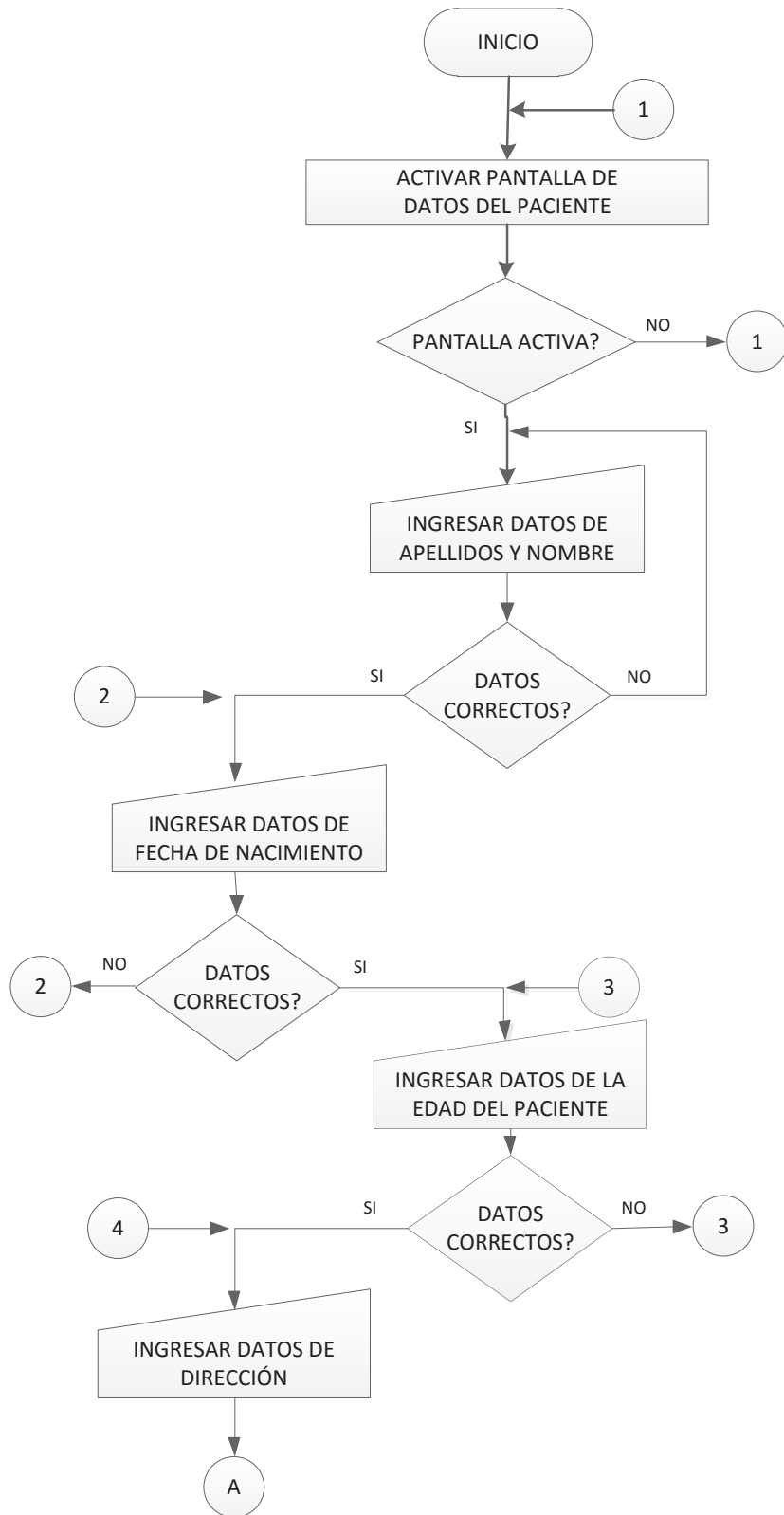
En cada sesión con el banco de cuádriceps, el médico especialista o personal autorizado, debe ingresar información del paciente como:

- Código del paciente
- Apellido y Nombre
- Fecha de nacimiento
- Edad
- Dirección
- Ocupación
- Estado Civil
- Estatura (m)
- Peso (Kg)
- Tipo de sangre
- Problemas de Salud
- Escala de Daniels
- Umbral de Dolor
- Tipo de Anamnesis

Esta información es muy importante para las siguientes sesiones con el médico especialista; por lo que el sistema para almacenar la información debe ser amigable con el usuario.

En la siguiente sesión del mismo paciente, el médico especialista deberá ingresar el código de paciente y se desplegará la información ingresada con anterioridad, más los valores de la actividad muscular registrada. Esta información histórica le permitirá al médico conocer la evolución en la recuperación.

En la figura 123 se presenta el diagrama de diseño del sistema para archivar y almacenar sesiones de pacientes, sea que los pacientes hayan utilizado el modo activo o modo pasivo.



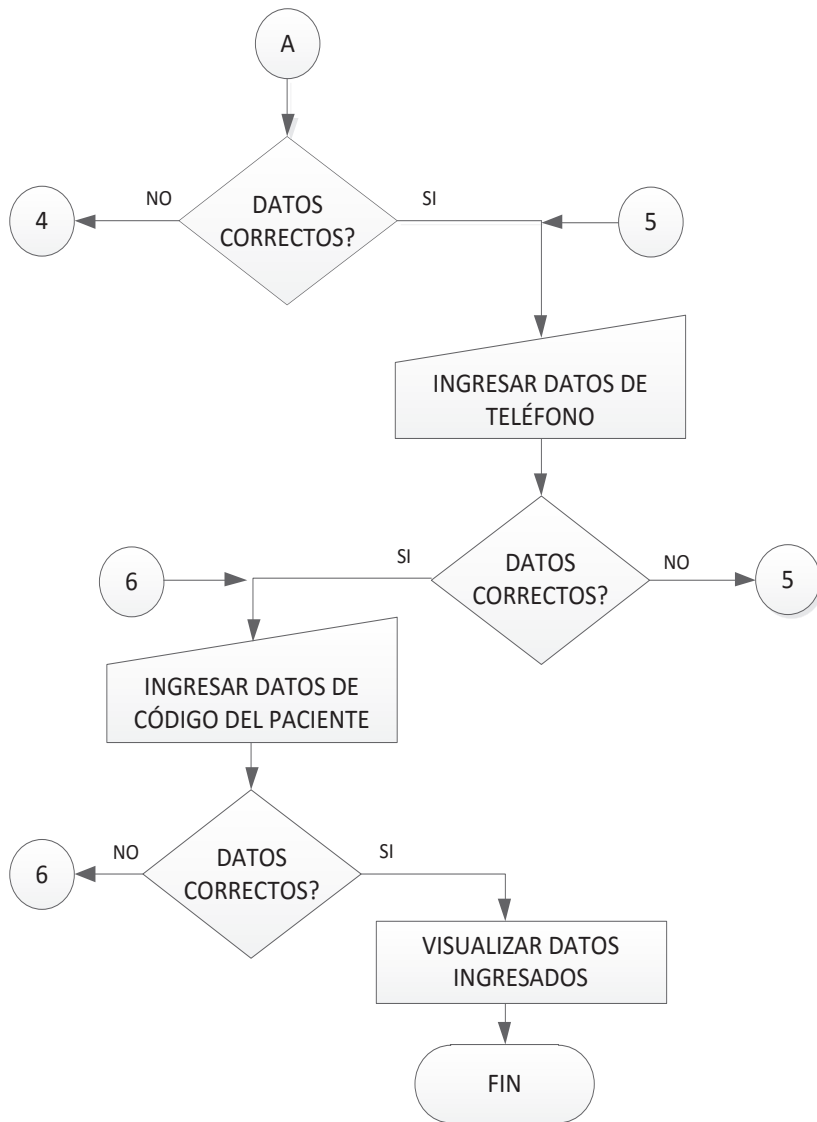


Figura 123. Diagrama global del sistema para archivar y almacenar sesiones de pacientes.

(Fuente: Autores).

4. MANUFACTURA DEL BANCO DE CUÁDRICEPS

4.1. Introducción

En la figura 124, se presenta las actividades a realizar para el sistema de diseño y construcción del Banco de Cuádriceps Automático.

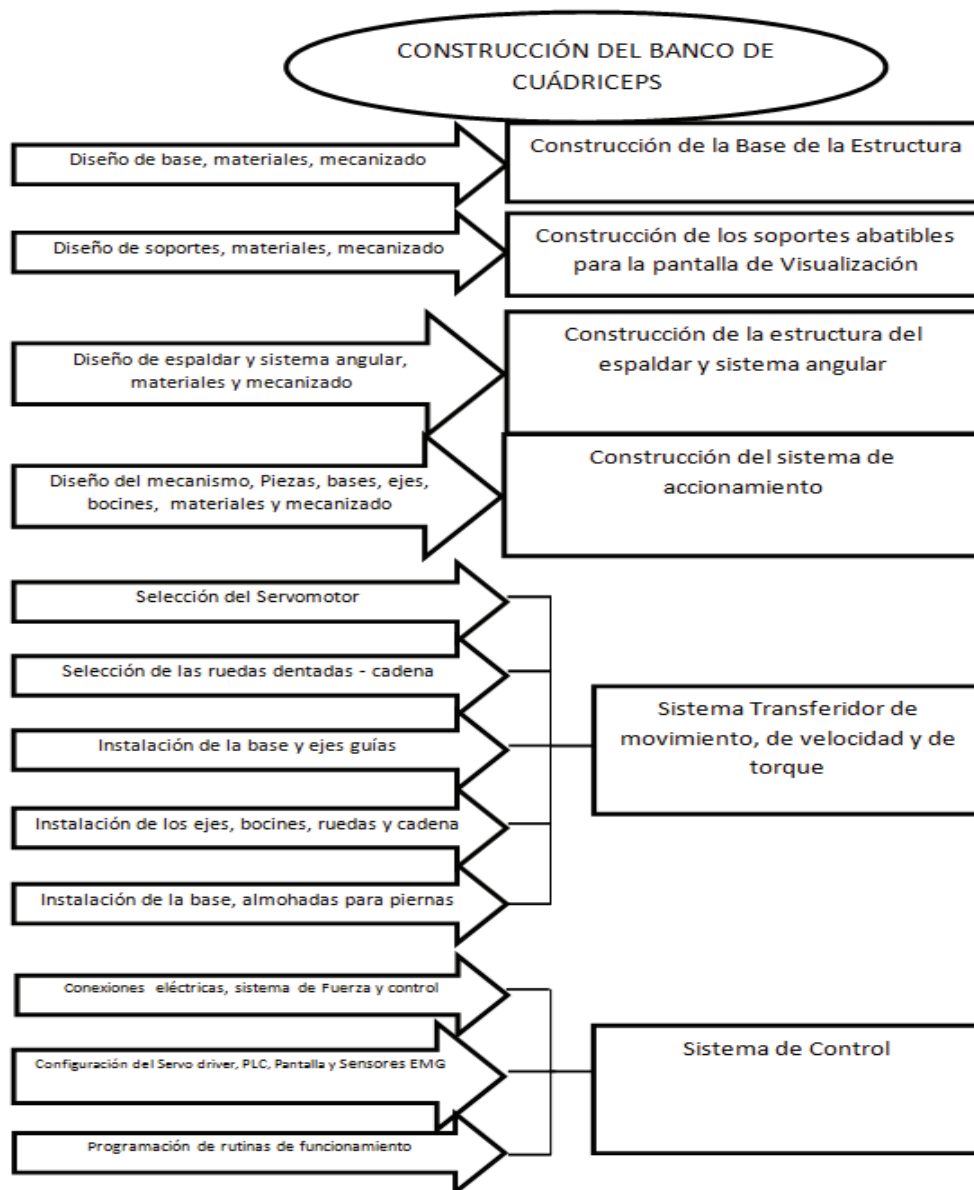


Figura 124. Actividades de diseño y construcción del banco de cuádriceps automático.

(Fuente: Autores).

4.2. Construcción del banco

Para el diseño y construcción del Banco de Cuádriceps Automático, se parte del esquema final de la estructura, figura 125.

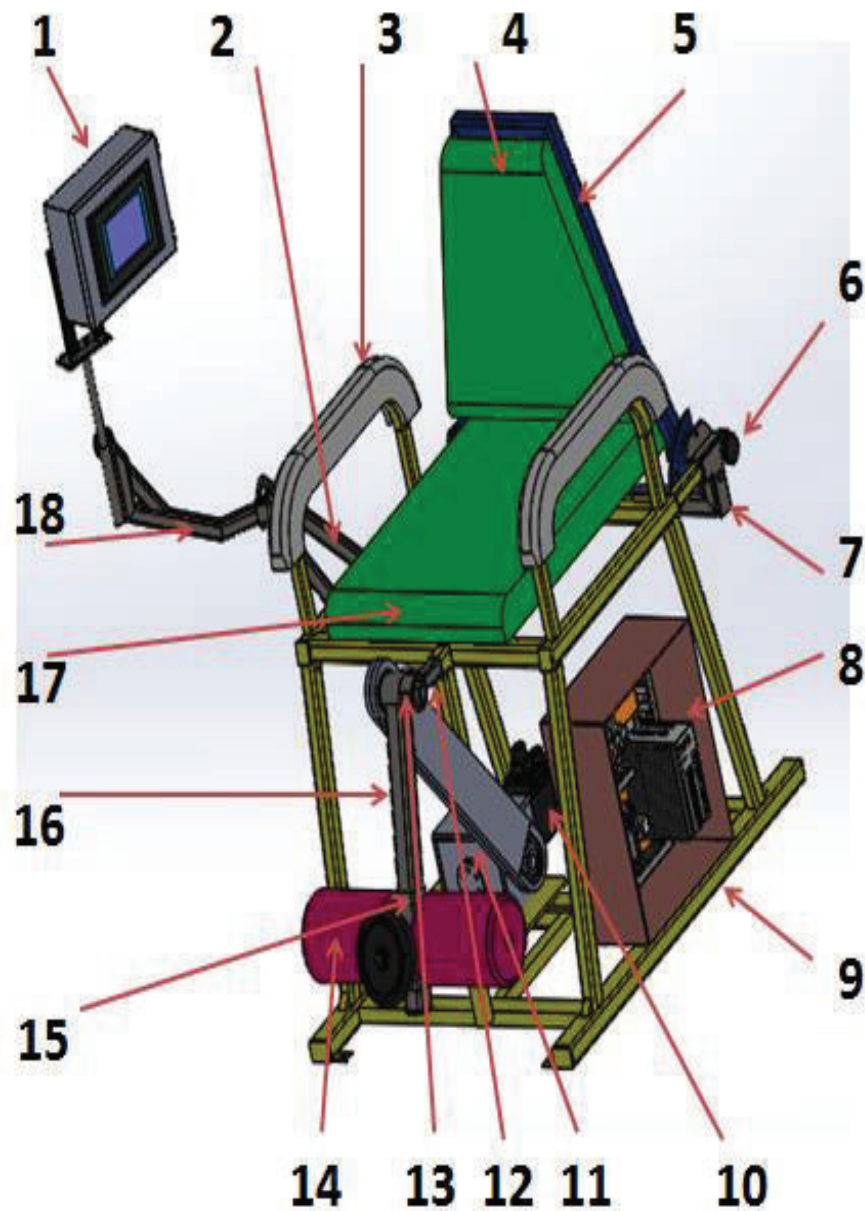


Figura 125. Partes del Banco de Cuádriceps Automático.

(Fuente: Autores).

En la tabla 21, se presenta las partes / componentes y las características del banco de cuádriceps automático.

Tabla 21. Partes y características del banco de cuádriceps automático.

N°	Denominación	Cantidad	Observaciones
1	Pantalla de Visualización	1	Touch Panel 7", 18IN/14OUT (8RY-2TRAN) XINJE
2	Soporte 1 Pantalla Touch	1	Acero ASTM A 36
3	Apoya brazos	2	Madera, esponja, corosil
4	Espaldar	1	Madera, esponja, corosil
5	Estructura Espaldar	1	Acero ASTM A 36
6	Perilla	4	Accesorio comercial
7	Base Espaldar	1	Acero ASTM A 36
8	Tablero de Control	1	Incluye: PLC, Servodriver, relés de control y protección.
9	Base	1	Acero ASTM A 36
10	Servomotor	1	GSK 80SJT-MO24C
11	Reductor	1	CM063U/50:1
12	Brazo para poner el peso	1	Acero ASTM A 36
13	Pasador Transmisión	1	Acero ASTM A 36
14	Almohada de piernas	2	Esponja de 15 cm de espesor
15	Base para hacer piernas	1	Acero ASTM A 36
16	Pieza 1 pierna	1	Acero ASTM A 36
17	Asiento	1	Madera, esponja, corosil
18	Soporte para pantalla Touch	1	Acero ASTM A 36

(Fuente: Autores).

4.3. Ensamble mecánico

4.3.1. Pantalla de visualización

La pantalla de visualización o Panel Operador, permite la interface entre el profesional en rehabilitación física, el paciente y el banco de rehabilitación automático.

Se observará las datos y características específicas del paciente, las rutinas necesarias que se han almacenado, validación de la recuperación del paciente mediante la adquisición de la información generada por los sensores EMG, figura126 (Anexo A-2).



Figura 126. Pantalla de visualización, ensamblada en el soporte abatible.

(Fuente: Autores).

4.3.2. Soporte 1 pantalla táctil

El soporte para la fijación del Panel Operador, se construyó con un material ASTM A36, perfil cuadrado de 30x30x3, se ha acoplado mediante puntos articulados a la estructura base, que mediante cierres metálicos rápidos se logra ubicar la pantalla en la posición

óptima que se requiera, y por la parte superior de este soporte fija la base abatible de la estructura metálica porta pantalla, figura 127.

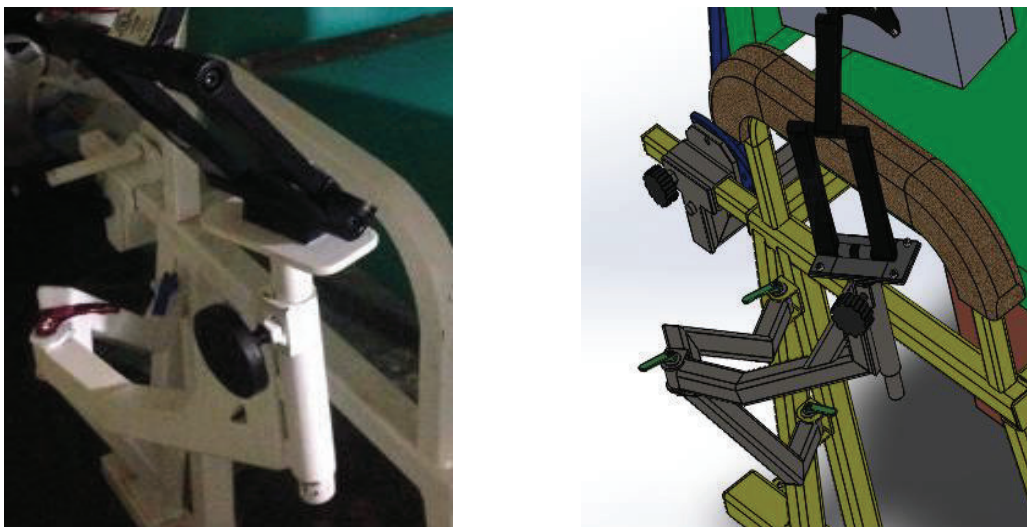


Figura 127. Soporte abatible para la estructura de la Pantalla de visualización Touch.

(Fuente: Autores).

4.3.3. Apoya - brazos

Los apoya – brazos, se construyó con una base de madera de 8mm de espesor y un medio de esponja de 3cm, recubiertos con corosil, con la finalidad de mejorar el apoyo y la ubicación adecuada del paciente en el banco de rehabilitación, figura 128.

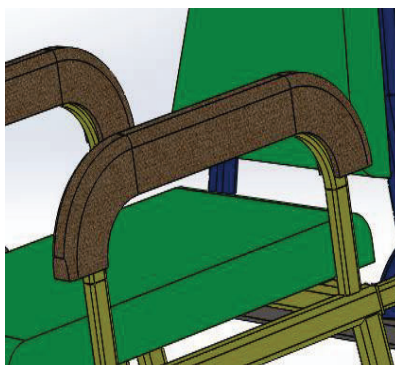


Figura 128. Apoya – brazos, ubicado en la banco de rehabilitación.

(Fuente: Autores).

4.3.4. Espaldar

El espaldar, se construyó con una base de madera de 8mm de espesor y un medio de esponja de 7cm, recubiertos con corosil, con la finalidad de mejorar el apoyo y la ubicación adecuada del paciente en el banco de rehabilitación, figura 129.



Figura 129. Espaldar, ubicado en la banco de rehabilitación.

(Fuente: Autores).

4.3.5. Estructura espaldar

El espaldar, se construyó con un material ASTM A36, perfil cuadrado de 40x40x3, en su base se acondicionó un sistema abatible, que mediante un tornillo – clavija, permite ubicar al paciente en una posición angular de acuerdo al tratamiento que el profesional en rehabilitación así lo considere, figura 130.



Figura 130. Estructura del espaldar del banco de rehabilitación.

(Fuente: Autores).

4.3.6. Perilla

En la base del espaldar, se diseñó y construyó un sistema mecánico de giro y fijación del espaldar en una plancha de acero ASTM A36 de 8mm de espesor, que mediante un tornillo de 8mm de diámetro y 50mm de longitud, y con una clavija brinda ubicación adecuada al paciente, según la rutina de rehabilitación que el profesional considere, figura 131.

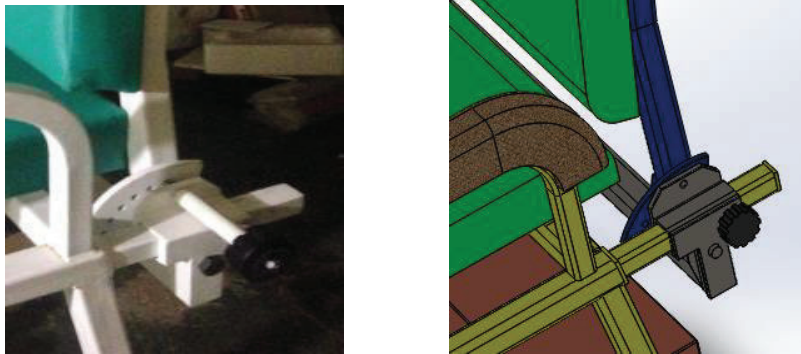


Figura 131. Perilla de fijación del espaldar.

(Fuente: Autores).

4.3.7. Base – espaldar

La base de espaldar se construyó con un material ASTM A36, perfil cuadrado de 40x40x3, que permite sujetar el espaldar y a la vez desplazarlo de manera equidistante hacia la parte posterior. Su diseño se lo ha realizado de manera modular con la finalidad de transportarlo y ensamblarlo de manera funcional; figura 132.



Figura 132. Base de espaldar del banco de rehabilitación.

(Fuente: Autores).

4.3.8. Tablero de control

El tablero de control se encuentra en la parte posterior del banco de rehabilitación automática, el material empleado es una chapa acero de 1/32" de espesor, sus dimensiones son de 500x30x35, la tapa frontal es transparente, se utilizó acrílico, con el propósito de visualizar el estado de los elementos de control; figura 133, que se detallan en la tabla 22 (Anexo B).

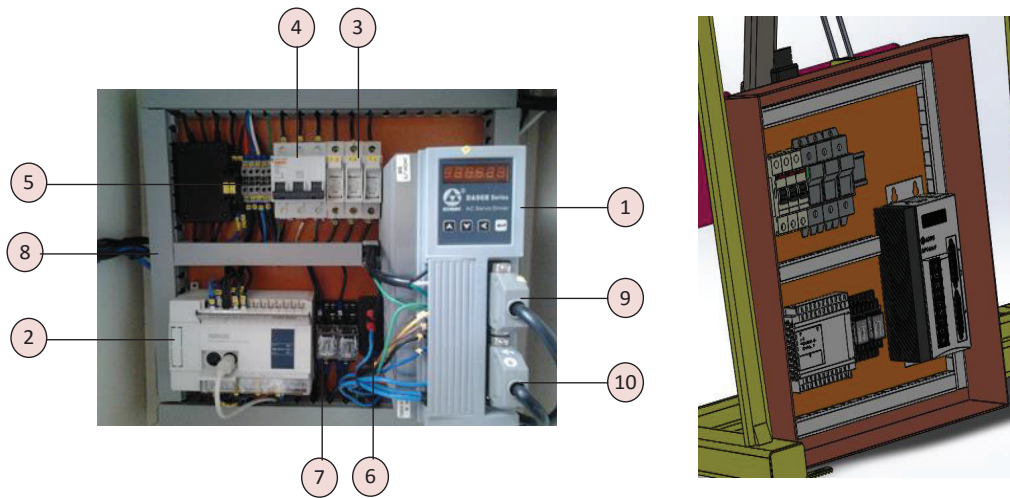


Figura 133. Tablero de control y elementos de protección.

(Fuente: Autores).

Tabla 22. Elementos de control y protección eléctrica del banco de rehabilitación.

Ítem	Detalle
1	Servodriver
2	PLC
3	Fusibles
4	Breaker
5	Borneras para RIEL DIN
6	Fuente de voltaje de +- 5 VCC.
7	Relés.
8	Canaletas
9	Conexión CN1
10	Conexión CN2
11	Relés

(Fuente: Autores).

4.3.9. Base

La base principal del banco de rehabilitación, se construyó con un material ASTM A36, con un perfil cuadrado de 40x40x3. Esta estructura metálica, tiene como finalidad ser el soporte de todos módulos que conforman el equipo en general, en ésta se acoplan: motor – reductor, sistema de transmisión de movimiento, soporte de la pantalla de visualización base y espaldar del paciente, sistema de giro del espaldar y tablero de control y protección; figura 134, (Anexo A-4).



Figura 134. Base principal del banco de rehabilitación.

(Fuente: Autores).

4.3.10. Servomotor

En referencia al literal 4.4.4.2 servomotor seleccionado es un AC Servo Motor, de serie MS-110ST-M04030B-21P2, de 1.2Kw, 4Nm, 5A y 3000 RPM, de marca Xinje; figura 135, (Anexo A-2).



Figura 135. Servomotor.

(Fuente: Autores).

4.3.11. Reductor

El reductor de velocidad diseñado, tiene una relación de 1/15, con rueda cremallera, con la finalidad de lograr incrementar el torque a 60Nm, ya que el torque nominal de motor es de 4Nm., garantizando el par de diseño para elevar una pierna, figura 136.

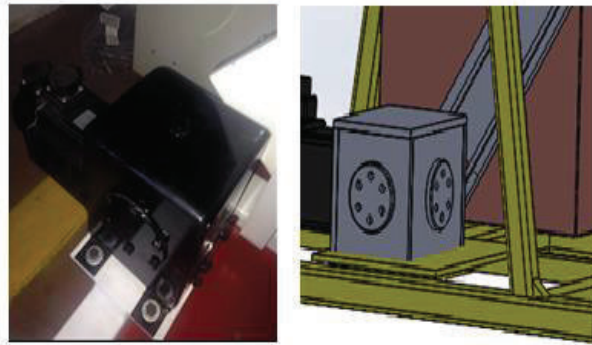


Figura 136. Reductor de velocidad.

(Fuente: Autores).

4.3.12. Brazo de sujeción para mecanismo

El brazo de sujeción para mecanismo, está conformado de dos elementos, el primero es un perfil cuadrado de 30x30x2 y 220 mm, y de un bocín de diámetro exterior 60mm y de largo 30mm, los dos están diseñados y construidos de material ASTM A36, permite dar un punto de fijación para la transmisión de movimiento que viene desde el reductor de velocidad y lo transmite al brazo principal para soporte de piernas, además hace la función de tensor regulable de la cadena de transmisión, figura 137.

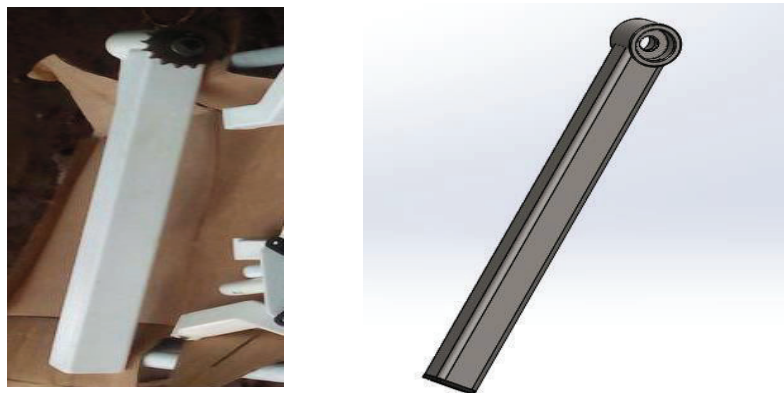


Figura 137. Brazo de sujeción para mecanismo.

(Fuente: Autores).

4.3.13. Pasador de transmisión

El pasador de transmisión, se diseñó y construyó de Acero AISI 1042, sus medidas generales son de diámetro 30mm y de longitud 140mm; permite transmitir el movimiento de rotación desde la rueda dentada secundaria al punto de apoyo de las piernas.

Su función es muy importante, ya que este elemento es el que soporta el torque máximo que se aplica en el sistema, figura 138.



Figura 138. Pasador de transmisión.

(Fuente: Autores).

4.3.14. Almohada para piernas

Las almohadas para piernas, se diseñó y construyó en espumaflex de 7cm de espesor, sus dimensiones máximas son de diámetro 150mm y de largo 250mm, su función es la de brindar comodidad y facilidad al paciente para realizar la rehabilitación, el acoplamiento se realizó manualmente al eje principal de la base para hacer piernas, figura 139.

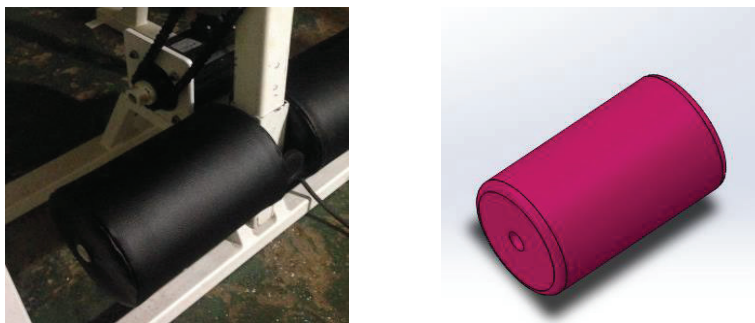


Figura 139. Almohada para piernas.

(Fuente: Autores).

4.3.15. Base para hacer piernas

La base para hacer piernas, es el resultado del mecanizado de dos elementos, la conforman un perfil cuadrado de 56x56x3 mm y 160mm de longitud y de dos ejes de tubo de 1 pulgada x 2mm de espesor y 265mm de largo, fijados mediante soldadura a los extremos del perfil, figura 140.



Figura 140. Base para hacer piernas.

(Fuente: Autores).

4.3.16. Brazo principal para soporte de piernas

El brazo principal para soporte de piernas, se construyó con un material ASTM A36, perfil cuadrado de 40x40x3, permite el movimiento desde el eje de transmisión – rueda dentada al punto de apoyo de las piernas, tanto para aplicar carga, como para hacer la función de freno eléctrico, figura 141.



Figura 141. Brazo principal para soporte de piernas.

(Fuente: Autores).

4.3.17. Asiento

El asiento, se construyó con una base de madera de 8mm de espesor y un medio de esponja de 7cm, recubiertos con corosil, con la finalidad de mejorar el apoyo y la ubicación adecuada del paciente en el banco de rehabilitación, figura 142.

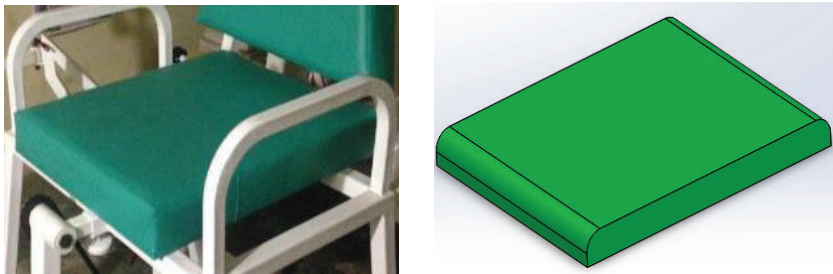


Figura 142. Asiento del banco de rehabilitación.

(Fuente: Autores).

4.3.18. Soporte para pantalla táctil

La pantalla táctil o Panel Operador, se montó en un soporte dedicado y está ubicada en el interior de la estructura metálica de plancha de tol de 1/32", la articulación (soporte para pantalla Touch) empleada permite, dar un movimiento en forma rotacional en 360 grados de libertad, garantizando la visibilidad tanto para el paciente como para el profesional encargado de la rehabilitación.

En el panel frontal de la estructura, se ha ubicado un selector de encendido y un pulsante de apagado, por facilidad de activación y provocar un paro de emergencia en caso de necesitarlo, figura 143.

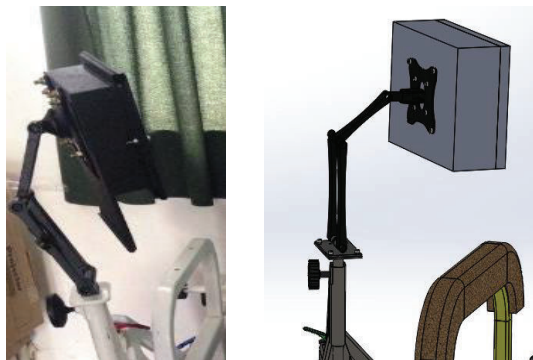


Figura 143. Soporte para pantalla Touch.

(Fuente: Autores).

4.4. Implementación del sistema de cuantificación de actividad muscular y visualización de resultados.

En este apartado se realiza el diseño e implementación del sistema de cuantificación de actividad muscular y visualización de resultados. En la Figura 144 se muestra el diagrama global del sistema a implementarse.



Figura 144. Diagrama global de funcionamiento de la máquina de rehabilitación.

(Fuente: Autores).

Para recordar, las condiciones de operación del banco de cuádriceps (máquina de rehabilitación) se traduce de la siguiente manera:

Existen dos modos de operación para el paciente.

Modo Activo: El paciente realiza un conjunto de movimientos de rodilla (esfuerzo físico) de acuerdo a las indicaciones del médico.

Modo Pasivo: La máquina actúa sobre la rodilla en recuperación, aplicando movimientos recomendados por el médico.

La información sobre el grado de recuperación del paciente, se obtiene a través de sensores de músculo (EMG) los cuales entregan información del nivel de actividad

muscular. Un panel de operador permite configurar el modo de operación de la máquina de rehabilitación.

Para cumplir con los modos de trabajo del paciente, particularmente el modo activo; se requiere de un mecanismo que ejerza las funciones de carga que puede mover el paciente. En términos eléctricos, se requiere de un motor con torque variable, siendo un controlador de características específicas el que permite variar el torque del motor.

Por investigaciones realizadas en el medio local y nacional, el dispositivo que cumple con el requerimiento, es el controlador de servomotor de la serie DS2, tecnología XINJE. Esta alternativa de control de torque en aplicaciones industriales, es un campo poco conocido en nuestro medio.

Por lo tanto, la selección de los componentes del proyecto, estará en función de la compatibilidad con el controlador (servodrive).

Según la Figura 165, se requiere de un panel de operador o panel de usuario, para que el especialista seleccione uno de los modos de operación para el paciente, Activo o Pasivo.

La información es enviada a la Unidad de Control (Controlador Lógico Programable), el cual procesa la misma y envía los datos necesarios al controlador que se encarga dar movimiento al actuador.

El actuador (Servomotor AC), ejecuta los movimientos en el soporte de apoyo de las piernas del paciente, de acuerdo a la información ingresada por el médico especialista.

A continuación se describe las características de componentes, selección e implementación, para que la máquina (Banco de Cuádriceps Automático) realice las funciones mencionadas anteriormente.

4.4.1. Panel de operador

En el control de máquinas automáticas, es necesario disponer de interfaces de comunicación entre el hombre y la máquina, siendo imprescindible, que estos dispositivos se encuentren muy cerca de la misma; para así permitir al operario controlar en todo momento el estado actual de la máquina y además, poder emitir órdenes a la misma en función de las necesidades de cada momento.

Estas interfaces de comunicación, llamadas Paneles de Operador, según sus prestaciones se dividen en varios grupos, desde simples visualizadores de mensajes provistos de un número mínimo de pulsadores y una pequeña pantalla, pasando por los visualizadores gráficos (a color o B/N) con pulsadores, hasta los paneles programables táctiles de última generación dotados de memoria suficiente para almacenar programas y datos de la máquina o del procesos.

El Panel de Operador seleccionado para el presente proyecto, que cumple con los requerimientos deseados es de la marca TouchWin, serie TG765-MT/UT/ET (Figura 145), compatible con PLC's XINJE.



Figura 145. Panel de operador.

(Fuente: https://www.alibaba.com/product-detail/TG765-XT-C-800-480-64MB_60486528680.html).

Las principales características de este dispositivo son:

- 16 millones de colores.
- Alta velocidad de respuesta para descargar, iniciar y ejecutar.
- Apoyo lenguaje de programación C, para cálculo, dibujo, etc.
- Soporte de gráficos con extensión BMP, JPG.
- Capacidad de gráficos 3D, que pueden hacer de la pantalla más real
- Soporte de varios modos de proceso de datos, tales como mapas (gráficos) de tendencia, mapa tendencia XY, etc.
- Capacidad de almacenamiento de datos y recetas, características que permitan mejorar la eficiencia, manipular imágenes y disponer de memoria para almacenar la aplicación.

En la tabla 23, se presenta las especificaciones del Panel de Operador.

Tabla 23. Especificaciones técnicas del panel de operador.

Ítem		Panel Operador Serie TG765
Eléctrico	Voltaje de alimentación	DC22-DC26V
	Consumo de corriente	200mA
	Energía momentánea de respaldo	<10ms
	Tensión soportada	AC1000V-10mA 1 minuto (señal y tiempo)
	Impedancia de aislamiento	DC500V- 10MΩ (señal y tiempo)
Puertos	COM1	RS-232/RS-485
	COM2	RS-232/RS-422/RS-485
	USB1	USB-A (USB2.0)
	USB2	USB-B (USB2.0)
Ambiente	Temperatura de operación	0–50°C
	Temperatura almacenamiento	-20-60°C
	Humedad	10-90% (sin condensación)
	Vibración soportada	10-25HZ (en cada dirección X, Y, Z 30 minutos)
	Inmunidad al ruido	Voltaje de ruido: 1500Vp-p, pulso 1ms, 1 minuto
	Aire circundante	Gas No corrosivo
	Nivel de Protección	IP65
Pantalla	Tipo	16 millones de colores
	Tamaño de la pantalla	7 pulgadas
	Tiempo de vida	>50000 horas, 24 horas funcionando a temperatura de 25 °C
	Resolución	800x480
	Contraste	Ajustable por hardware v1.0 y superior
	Lenguaje	Chino, Inglés, Alemán, Francés
	Caracter	Cualquier tamaño y fuente
	Touch Panel	Modo Resistencia a 4 alambres
Memoria	Pantalla	128 MB
Construcción	Método de enfriamiento	Refrigeración por aire natural
	Dimensiones	204.0x150.5x43.9
	Dimensiones de montaje	192.0x138.5

(Fuente: Xinje Electronic Co., 2016).

En la figura 146, se presenta la vista frontal y posterior, de las partes y conectores del Panel de Operador.

En la tabla 24, se describe la función de los puertos de comunicación.

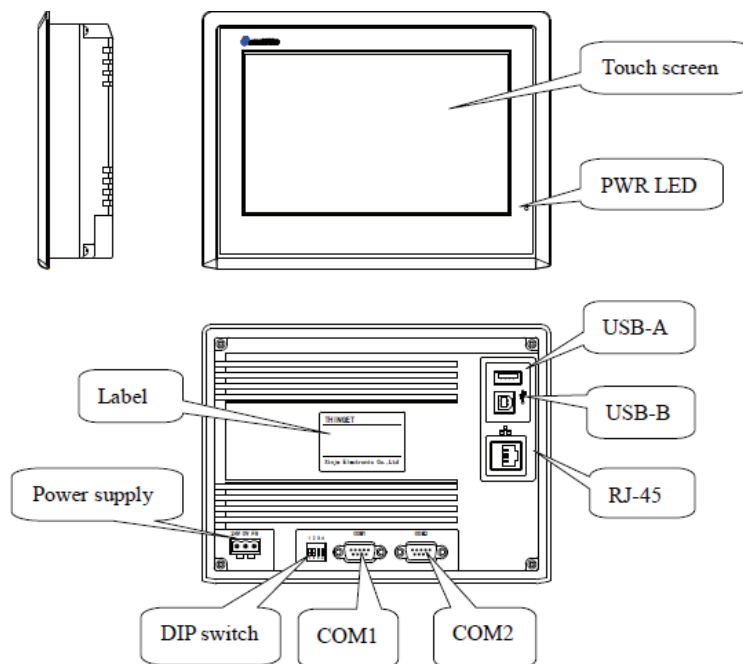
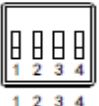

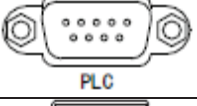





Figura 146. Partes y conectores del panel de operador.

(Fuente: Autores).

Tabla 24. Descripción de la función de puertos de comunicación.

Puertos de Comunicación	Nombre	Función
	DIP switch	Descarga forzada a través de seteo de DIP switch.
	COM1	Comunicación RS232/RS485.
	COM2	Comunicación RS232/RS485/RS422.
	USB-A	Conexión a unidad de disco.
	USB-B	Conexión del cable USB para descargar/carga el programa.
	RJ-45	Asistencia remota HMI, realizada en red entre HMI y controlador. Intercambio de datos entre HMI's.

(Fuente: Xinje Electronic Co., 2016).

El panel de operador dispone de un interruptor DIP de 4 bits en la parte posterior del panel; que sirven para ajustar la función de puerto COM1; tabla 25.

Tabla 25. Ajuste de función de puerto COM1.

	Switch1	Switch2	Switch3	Switch4	Función
Estado	ON	OFF	OFF	OFF	Indefinido
	OFF	ON	OFF	OFF	Modo de descarga forzada por puerto USB-B
	OFF	OFF	ON	OFF	Modo de ajuste de área de Touch
	OFF	OFF	OFF	ON	Modo de chequeo interior. No recomendable para usuarios

(Fuente: Xinje Electronic Co., 2016).

En la figura 147 se presenta un diagrama esquemático de comunicación entre el Panel de Operador y el PLC u otros dispositivos.

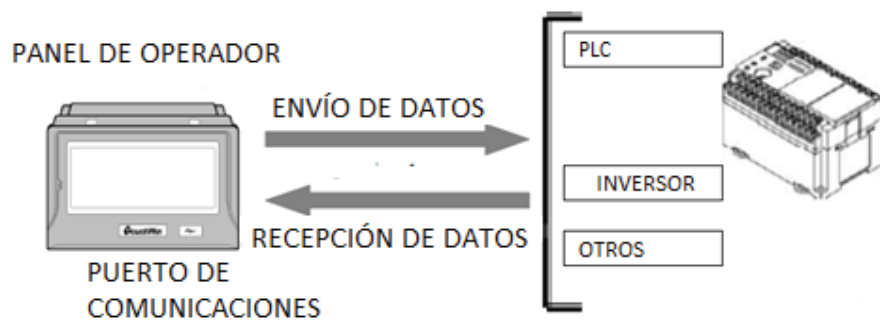


Figura 147. Esquema de comunicación entre panel de operador y PLC.

(Fuente: Autores).

En la figura 148 se presenta un diagrama esquemático de comunicación entre el Computador y el Panel Operador. El Panel de Operador dispone de un puerto USB-B (versión USB 2.0), situada en la parte posterior del panel; a través del cual se puede cargar/descargar el HMI al Panel de Operador, y viceversa. Para descargar los datos, la velocidad puede ser de hasta 480 Mbps.

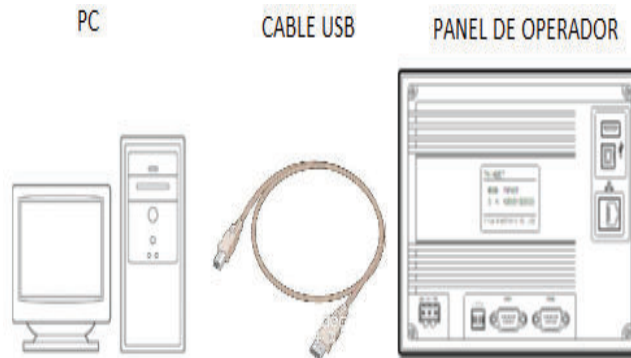


Figura 148. Esquema de comunicación entre PC y panel operador.

(Fuente: Autores).

4.4.2. Software Touchwin

El software TouchWin se utiliza para desarrollar aplicaciones de Interfaz Humano-Máquina (HMI) personalizadas, para paneles de operador compatibles con la marca XINJE. En la pantalla principal se visualiza el área de menú, las herramientas, la lista de proyectos, la pantalla de edición y el área de estado, como se muestra en la figura 149.

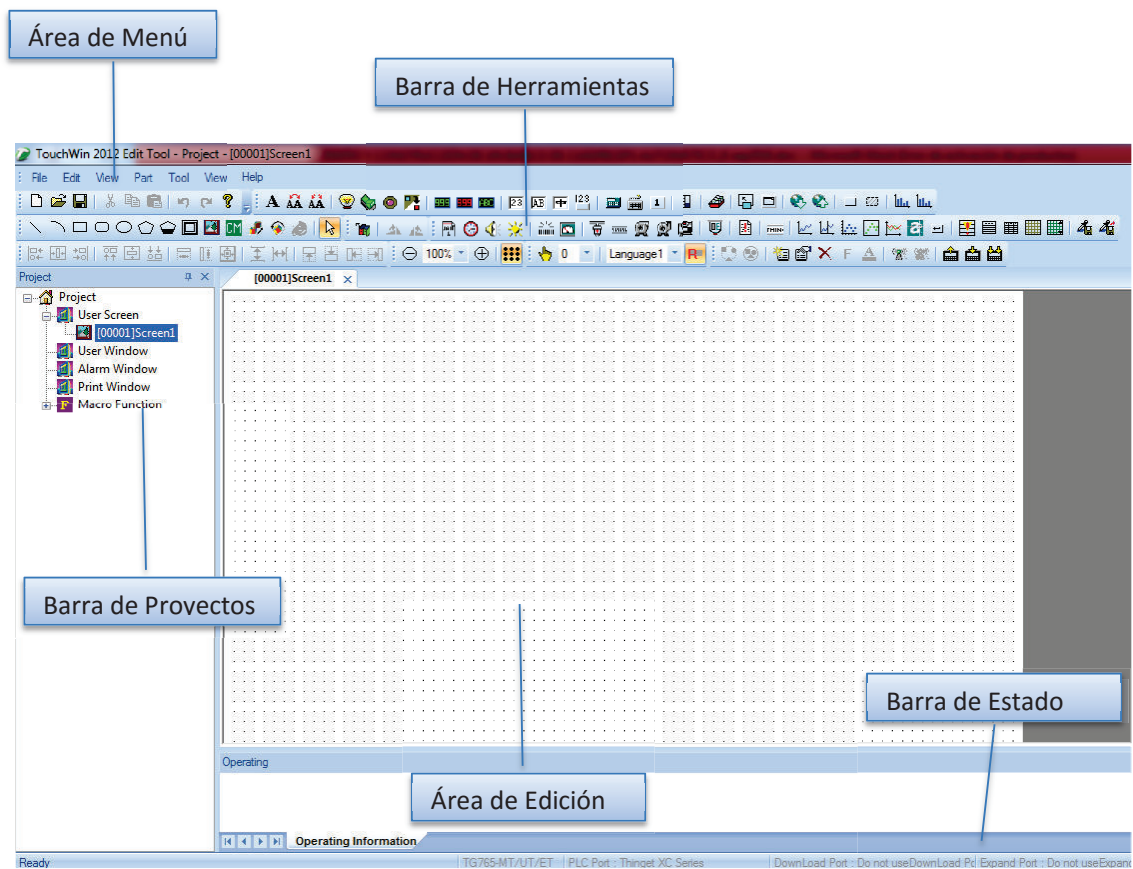


Figura 149. Pantalla principal software Touchwin.

(Fuente: Autores).

Dónde:

Barra de Proyectos: Incluye crear, borrar, copiar ventanas de usuario; interrumpir la operación de pantallas y ventanas.

Área de Edición: Crear/diseñar proyectos.

Área de Menú: Incluye archivos, editar, ver, herramientas, partes, ventanas y ayudas.

Barra de Herramientas: Incluye partes o elementos como botones, paneles, alarmas, lámparas, dibujos y líneas, estado, zoom, etc.

Barra de Estado: Incluye tipo de HMI, dispositivo PLC y puerto de descarga de información.

Para construir un proyecto, se debe seguir los siguientes pasos.

1. - Abrir el software Touchwin 2012 Edit Tool (versión utilizada en el presente Proyecto), figura 150.



Figura 150. Ícono de acceso al software Touchwin 2012 Edit Tool.
(Fuente: Autores).

2.- Se da clic en el menú **FILE**, a continuación clic en **NEW** para construir un nuevo proyecto, aparecerá una ventana para seleccionar el tipo de panel de operador a utilizar; en este caso se escoge la serie TG765-MT/UT/ET, figura 151.

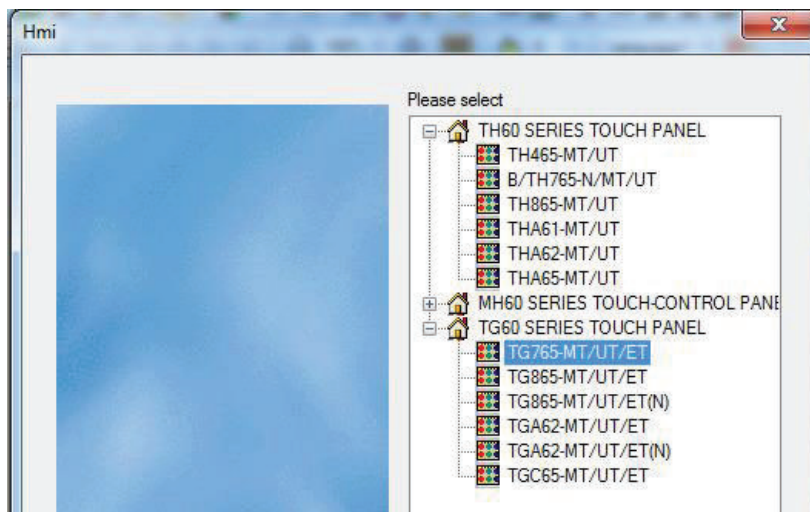


Figura 151. Selección de panel de operador en software Touchwin 2012 Edit Tool.
(Fuente: Autores).

3.- Se da clic en **SIGUIENTE**, y aparece una ventana con el listado de PLC's con los que el Panel de Operador trabaja, se elige el PLC **THINGET XC SERIES**, figura 152.

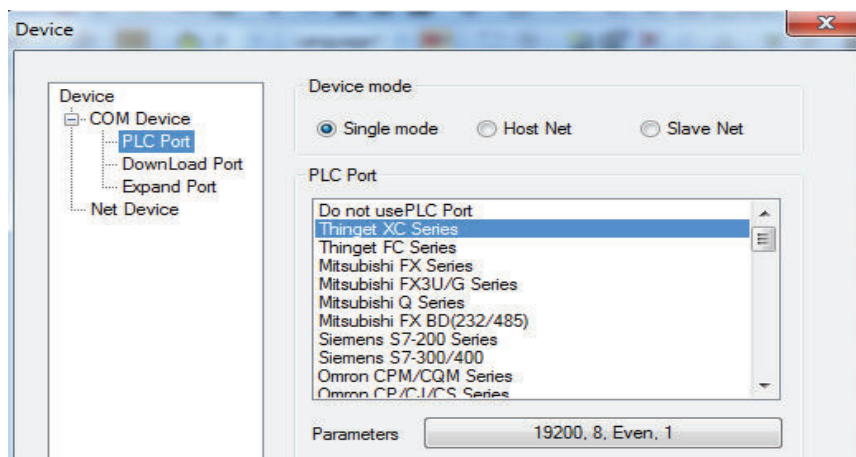


Figura 152. Selección del PLC en software Touchwin 2012 Edit Tool.
(Fuente: Autores).

4.- Una vez seleccionado el PLC, se da clic en **SIGUIENTE**, y aparecerán las propiedades del proyecto como nombre, autor y observación, figura 153; para terminar se da clic en **Finalizar**.

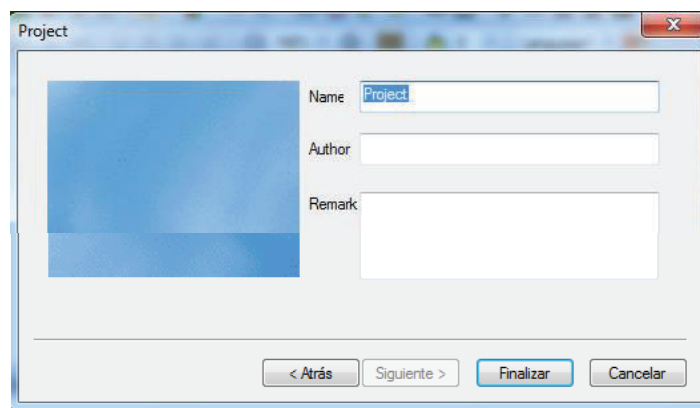


Figura 153. Ventana de propiedades del proyecto en software Touchwin 2012 Edit Tool.
(Fuente: Autores).

Con este procedimiento ya se tiene la ventana de trabajo donde se crean las ventanas necesarias para el diseño de la interfaz HMI del proyecto, figura 154.

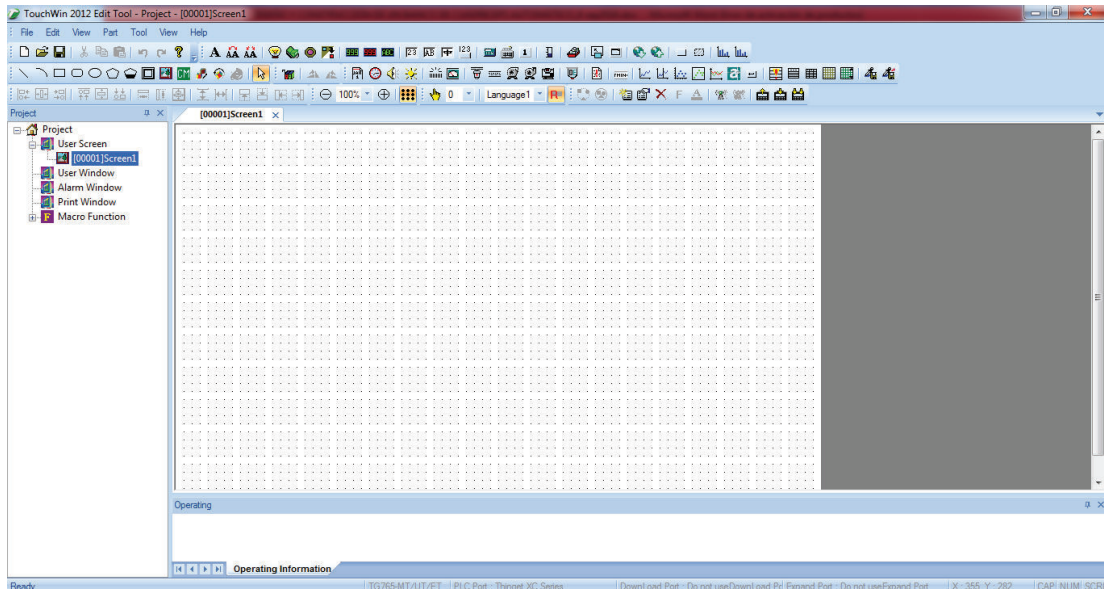


Figura 154. Ventana de edición del proyecto en software Touchwin 2012 Edit Tool.

(Fuente: Autores).

4.4.3. Unidad de control

La unidad de control del banco de cuádriceps automático, está formado principalmente por un controlador lógico programable y otros dispositivos, el cual se encarga de procesar información ingresada por el médico especialista, a través del panel de usuario; y enviar los datos necesarios al controlador del actuador que se encarga de dar movimiento a la máquina.

4.4.3.1. Controlador lógico programable

El PLC seleccionado es de la marca XINJE, serie XC3-32RT-E, siendo sus principales características:

- Alta velocidad de procesamiento de instrucciones, con tiempos de 0.2 a 0.5 [us], con tiempo de ciclo de 10.000 pasos por 5 ms.
- Múltiples puertos de comunicación para protocolos RS232, RS485, CAN Bus.
- Programación por lista de instrucciones y escalera.

- Amplio set de instrucciones; además del control de orden básico, se dispone de transferencia de datos y comparación, aritmética, lazo de datos y desplazamiento, salida de pulsos y contador de alta velocidad, controlador PID, etc.
- Dispone de un reloj en tiempo real, para el control del tiempo.

La serie del PLC, se interpreta de la siguiente manera, figura 155:

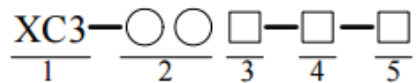


Figura 155. Simbología del PLC.

1 : Nombre de la Serie	XC1、XC2、XC3、XC5、XCM
2 : Puntos de Entrada/Salida	10、14、16、24、32、42、48、60
3 : Si la Entrada es NPN	R: Salida a Relé T: Salida a Transistor RT: Salida Mixta Relé/Transistor (Y0、Y1 son Transistor)
Si la Entrada es PNP	PR: Salida a Relé PT: Salida a Transistor PRT: Salida Mixta Relé/Transistor (Y0、Y1 son Transistor)
4 : Fuente de Alimentación	E: Fuente AC (220V) C: Fuente DC (24V)

Para el caso del PLC seleccionado, de la **serie XC3-32RT-E**, indica:

1 : Nombre de la Serie	XC3
2 : Puntos de Entrada/Salida	32 (18 Entradas / 14 Salidas)
3 : Entrada es NPN	RT: Salida Mixta Relé/Transistor (Y0、 Y1 son Transistor)
4 : Fuente de Alimentación	E: Fuente AC (220V)

4.4.3.2. Módulo de entradas y salidas análogas

Adicionalmente, el PLC debe procesar la información proveniente de los sensores de actividad muscular (EMG), señal que una vez acondicionada, será presentada en la pantalla del Panel de Usuario, con fines de análisis del médico especialista.

Para la adquisición de las señales de los sensores de actividad muscular (EMG), se utiliza un módulo de Entradas y Salidas Análogas de la **Serie XC-E4AD2DA**, que presenta las siguientes características (LMAN003_R2V2, 2012):

- 4 canales de 14 bits de precisión de entradas analógicas
- 2 canales de 12 bits de precisión de salidas analógicas.
- 4 canales de entrada, seleccionables: voltaje 0~5V, 0~10V; corriente 0~20mA, 4~20mA.
- 2 canales de entrada seleccionables: voltaje 0-5V, 0-10V, corriente 0-20mA, 4-20mA.
- 4 canales A/D con función ajustable PID.

En la figura 156, se presenta las dimensiones y apariencia física del módulo de entradas y salidas análogas.

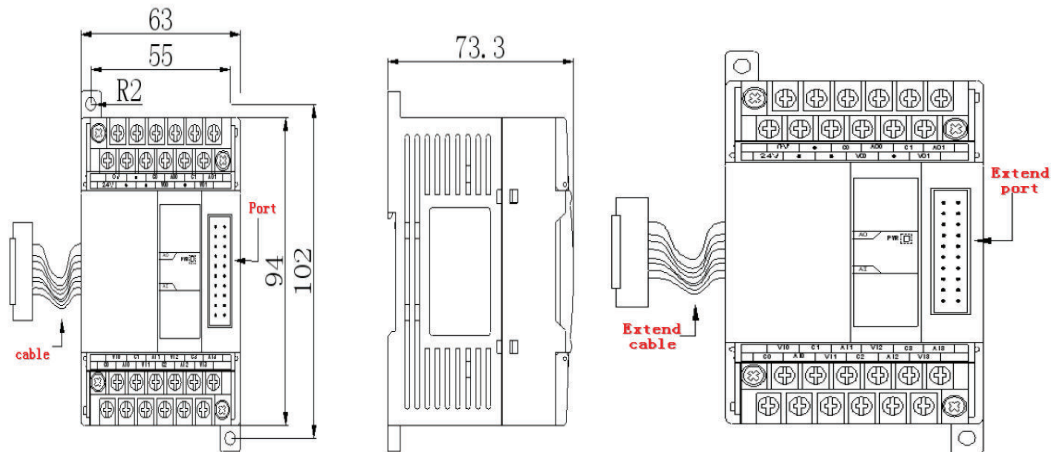


Figura 156. Módulo de entradas/salidas analógicas serie XC-E4AD2DA.

(Fuente: <http://www.xinje-support-centre>).

En la figura 157, se observa las partes del PLC XINJE serie XC3-32RT-E y del módulo de entradas y salidas analógicas serie XC-E4AD2DA, y su descripción se detalla en la tabla 26.

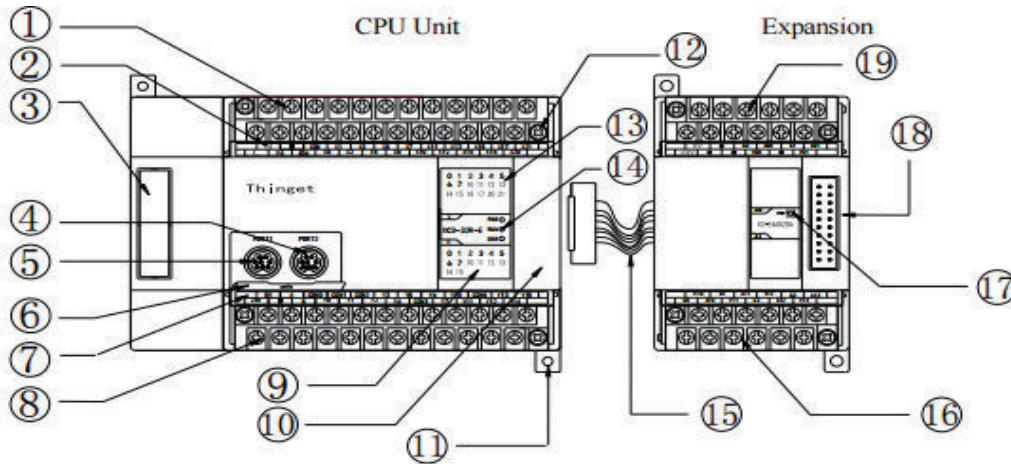


Figura 157. Descripción del PLC y módulo de entradas salidas analógicas.

(Fuente: <http://www.xinje-support-centre>).

Tabla 26. Descripción del PLC y Módulo de entradas salidas análogas.

No.	Nombre	No.	Nombre
1	Terminales de alimentación de energía y entradas	11	Perforaciones para instalación del dispositivo (2)
2	Nombres de terminales de entrada	12	Tornillos para instalar/remover los terminales
3	Puerto para instalar tarjeta BD	13	LED de entrada
4	COM2	14	Acción LED: PWR (energía), RUN (RUN), ERR (Error)
5	COM1	15	Cable de expansión
6	Cobertor de puerto COM	16	Terminales de salida
7	Nombres de terminales de salida	17	Acción LED: PWR (energía)
8	Terminales de alimentación 24 V y salidas	18	Puerto para conexión con tarjeta de expansión
9	LED de salida	19	Terminales de alimentación de energía y entradas

(Fuente: <http://www.xinje-support-centre>).

4.4.3.3. Software de programación del PLC thinget Xc series.

Xinje XC Series PLC Program Tool, es el software que permite programar PLC's de la serie XC de la marca XINJE.

Para programar una aplicación, se debe seguir los siguientes pasos.

1. - Abrir el software Xinje XC Series PLC Program Tool, figura 158.

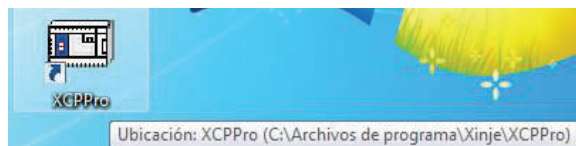


Figura 158. Ícono de acceso al software Xinje XC Series PLC Program Tool.

(Fuente: Autores).

La pantalla principal del software, se visualiza en la figura 159.

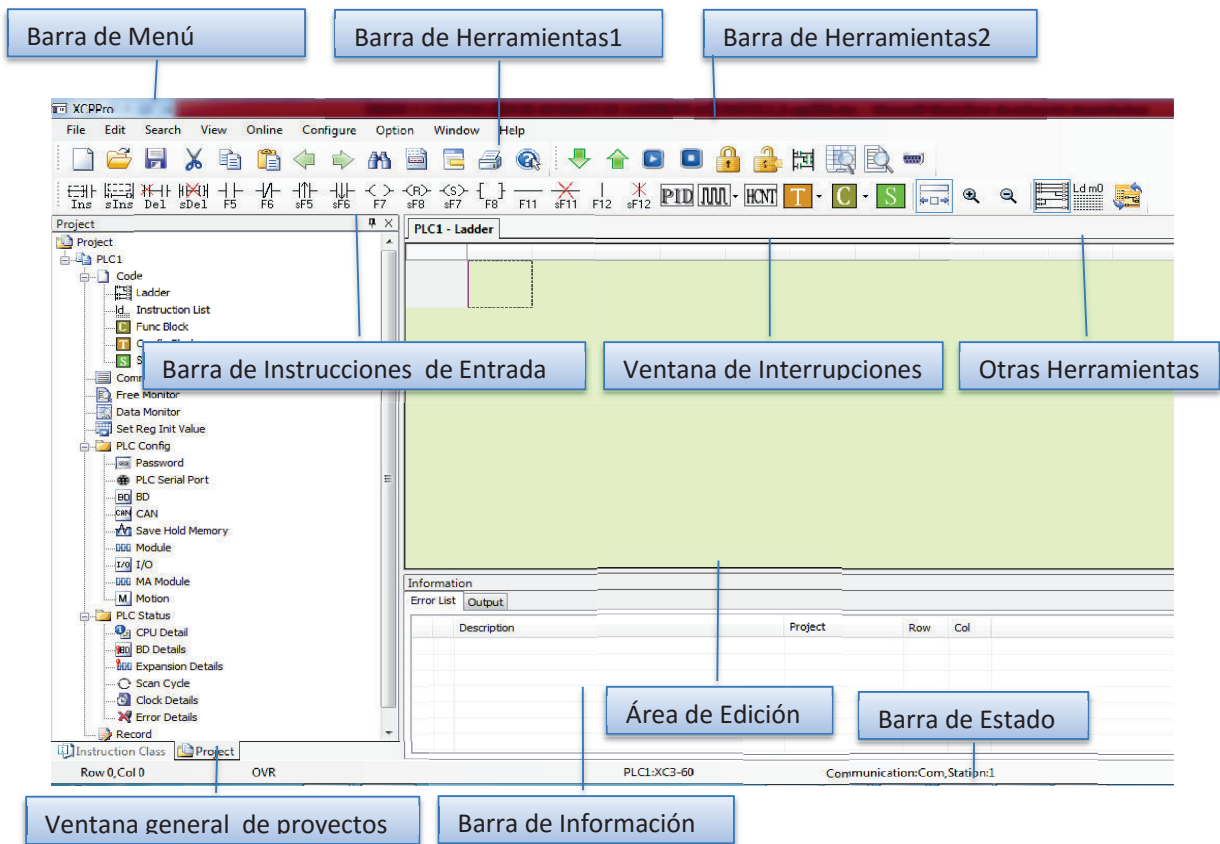


Figura 159. Pantalla principal software Xinje XC Series PLC Program Tool.

(Fuente: Autores).

Dónde:

Barra de herramientas 1. Se encuentra algunos iconos básicos del software, como: Nuevo, Abrir, Guardar, Cortar, Copiar, Pegar, Deshacer, Rehacer, Buscar, Nota, Ayuda de Herramientas, Imprimir, Ayuda.

Barra de herramientas 2. Son funciones que permiten manipular datos del PLC: Descargar, Subir, Ejecutar, Detener, Bloquear, Desbloquear, Monitoreo, Monitoreo de datos, No monitorear.

Barra de Instrucciones de Entrada. Insertar un nodo, Insertar una fila, Eliminar nodo, Eliminar fila, Contacto normalmente abierto, Contacto normalmente cerrado, Pulso del flanco ascendente, Pulso del flanco descendente, Bobina, Resetear bobina, Activar salida, Línea horizontal, Eliminar línea horizontal, Línea vertical, Eliminar línea vertical,

Configuración de parámetros PID, Configuración de parámetros de pulsos, Configuración del puerto de alta velocidad, Configuración G-BOX.

Para establecer comunicación entre el PLC y la PANEL OPERADOR, se debe seguir los siguientes pasos:

- 1.- Realizar una conexión punto a punto entre los dos dispositivos.
- 2.- Abrir el Software Xinje XC Series PLC Program Tool.
- 3.- Una vez activa la pantalla principal del software de programación del PLC; se da clic en la barra de menú **Option**, a continuación se selecciona **Software Serial Port Config**; o directamente se hace clic en el icono respectivo de la barra de herramientas del PLC; entonces aparecerá una ventana como se muestra en la figura 160.

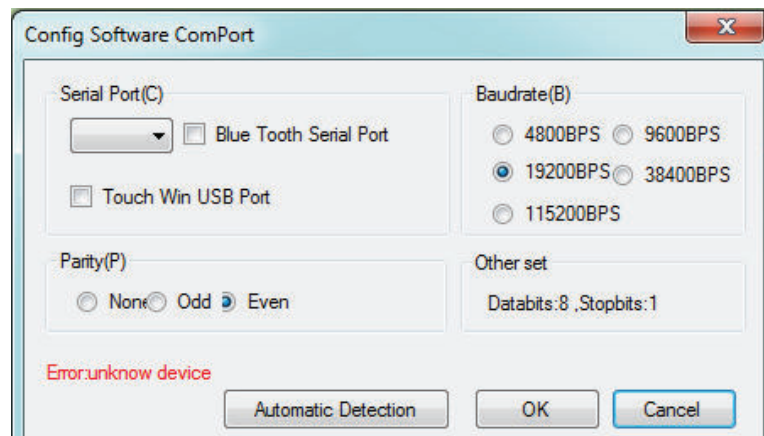


Figura 160. Configuración del puerto serial.

(Fuente: Autores).

En esta ventana solo se debe dar clic en **Automatic Detection** y esperar hasta que en la barra de estado de la ventana principal aparezca la serie del PLC que se está utilizando.

4.4.4. Servo-sistema

Es el conjunto formado por el controlador (servodrive) y servomotor, los cuales permiten el control preciso de posición, velocidad y torque; debido a éstas prestaciones los servosistemas ocupan un campo muy amplio de aplicaciones industriales (CNC's, bandas transportadoras, mesas giratorias, etc.) y aplicaciones educativas (robots y legos).

Cabe recalcar que en el funcionamiento del sistema de control planteado como solución para el proyecto, se requiere **control del torque**.

4.4.4.1. Controlador

El controlador seleccionado para el control de la máquina, corresponde al **modelo DS2-21P5-AS**.

En la figura 161, se muestra la apariencia física servodrive (controlador) modelo DS2-21P5-AS.



Figura 161. Servodrive modelo DS2-21P5-AS.

(Fuente: Xinje Electric Co., 2016).

La nomenclatura del modelo seleccionado se interpreta de la figura 162.

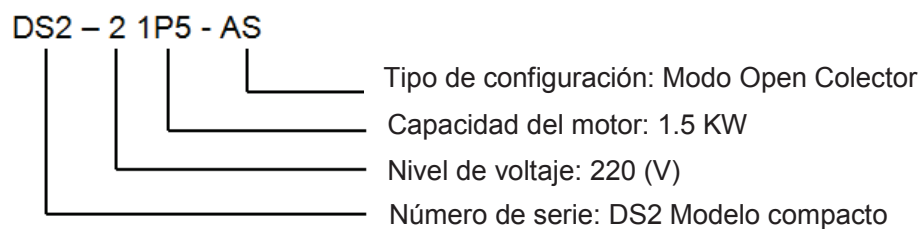


Figura 162. Nomenclatura del Servodrive.

(Fuente: Xinje Electric Co., 2016)

Características:

- Variables de control: posición, velocidad, torque.
- Hasta 400Hz respuesta de alta velocidad.
- 5 canales de entrada digital, 3 canales de salida digital.
- 2 tipos de entrada de pulsos, 24 V salida OC.
- Dos puertos de comunicación: RS232, RS485.

En la tabla 27 se presentan sus especificaciones técnicas.

Tabla 27. Especificaciones técnicas del servodrive modelo DS2-21P5-AS.

Tipo		Servodrive serie DS2-21P5-AS
Adecuado motor	Tipo MS	Código de motor 0044 (valor por defecto), 0031, 0032, 0042
	Velocidad (rpm)	Nominal 3000, Max 4000
Codificador		Encoder incremental, 2500 PPR
Capacidad máxima del motor [kW]		1.5
Corriente de salida continua [A rms]		6.0
Corriente de salida máxima [A rms]		18.0
Fuente de alimentación de entrada		1 fase o fases AC200 ~ 240 V, 50/60Hz
Modo de control		Trifásico de onda completa rectificación IGBT control PWM
Condición que usa	Temperatura	0 ~ 50 ° C / -20 ~ + 85 ° C
	Humedad	<90% HR (sin condensación)
	Resistencia a la vibración / Resistencia al impacto	4.9 m/s ² / 19.6 m/s ²
Estructura		Instalación fundación

(Fuente: Xinje Electric Co., 2016).

En la Figura 163, se presenta la descripción de las partes principales del servodrive.

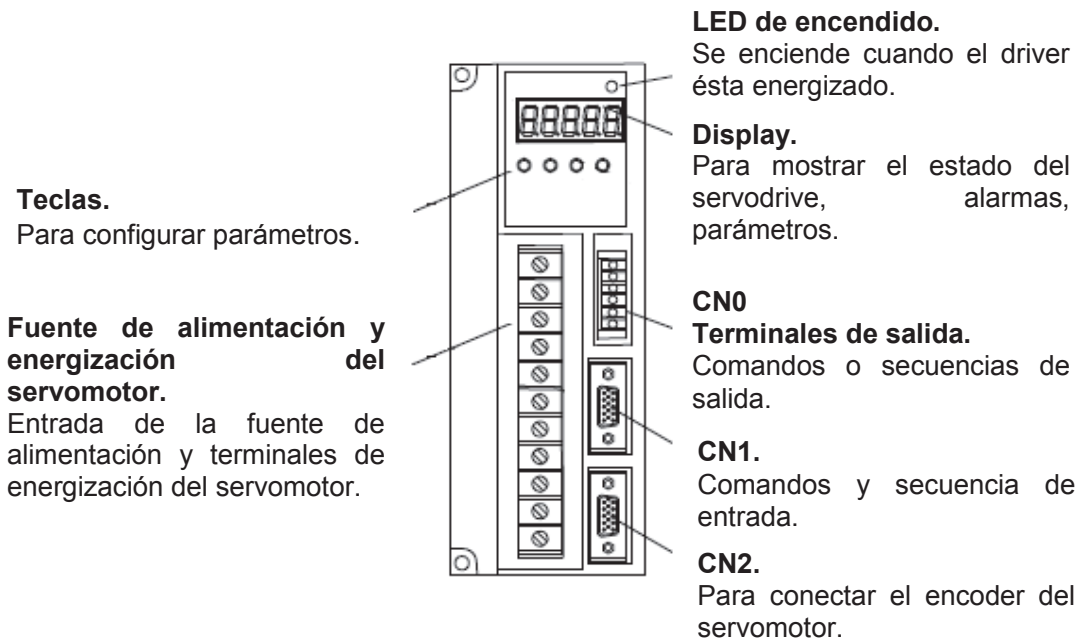


Figura 163. Vista frontal del servodrive modelo DS2-21P5-A.

(Fuente: Xinje Electric Co., 2016).

En la figura 164, se muestra los pines del conector CN0, CN1y CN2 del servodrive modelo DS2-21P5-AS; y descripción del conector CN0 (tabla 28), conector CN1 (tabla 29) y conector CN2 (tabla 30).

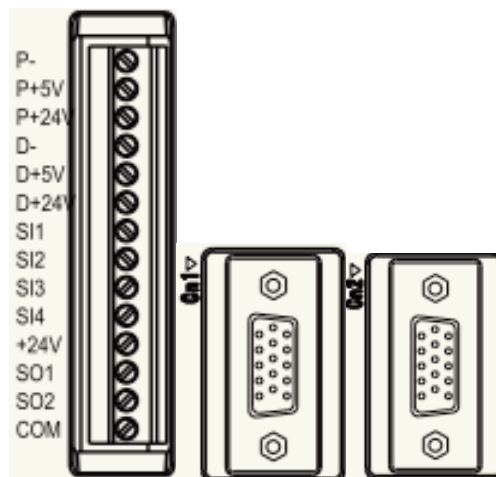


Figura 164. Descripción de pines del conector CN0, CN1 y CN2.

(Fuente: Xinje Electric Co., 2016).

Tabla 28. Descripción de pines del conector CN0

No.	Nombre	Descripción	No.	Nombre	Descripción
1	P-	Entrada de Pulsos P-	8	SI2	Terminal Entrada 2
2	P+5V	5V Entrada Diferencial P+	9	SI3	Terminal Entrada 3
3	P+24V	+24V Entrada colector	10	SI4	Terminal Entrada 4
4	D-	Entrada Dirección D-	11	+24V	+24V Entrada Terminal
5	D+5V	5V Entrada Diferencial	12	SO1	Terminal Salida 1
6	D+24V	+24V Colector abierto	13	SO2	Terminal Salida 2
7	SI1	Terminal Entrada 1	14	COM	Tierra terminal salida

(Fuente: Xinje Electronic Co., DS2 series servo drive, 2010).

Tabla 29. Descripción de los pines del conector CN1.

No.	Nombre	Descripción	No.	Nombre	Descripción
1	NC	Reservado	9	Z+	Salida Encoder Z+
2	NC	Reservado	10	B+	Salida Encoder B+
3	SI5	Terminal Entrada 5	11	T-REF	Entrada Torque análogo
4	SO3	Terminal Salida 3	12	V-REF	Entrada Velo. análogo
5	B-	Salida Encoder B-	13	GND	GND Entrada análogo
6	A+	Salida Encoder A+	14	A	RS485 Comunicación +
7	A-	Salida Encoder A-	15	B	RS485 Comunicación -
8	Z+	Salida Encoder Z+			

(Fuente: Xinje Electronic Co., DS2 series servo drive, 2010).

Tabla 30. Descripción de los pines del conector CN2.

Terminal drive	Terminal Encoder	Nombre	Terminal drive	Terminal Encoder	Nombre
	Serie motor 110, 130, 180			Serie motor 110, 130, 180	
1	4	A+	2	5	B+
3	6	Z+	4	10	U+
5	12	W+	6	7	A-
7	8	B-	8	9	Z-
9	13	U-	10	15	W-
11	1	Blindaje	12	3	GND
13	2	5V	14	11	V+
15	14	V-			

(Fuente: Xinje Electronic Co., DS2 series servo drive, 2010).

4.4.4.2. Servomotor

La selección del servomotor se realiza en función servodrive DS2-21P5-AS definido anteriormente, y mediante la determinación de dos parámetros: torque y potencia. El torque máximo del servomotor se obtuvo como resultado en el diseño mecánico.

Es un motor síncrono de AC (corriente alterna) sin escobillas, el cual está formado por un estator segmentado de cobre y un rotor formado de imanes permanentes. La característica esencial de un servomotor es que tiene acoplado un sensor encoder absoluto de alta resolución que permite conocer la posición y velocidad del mismo. Esta característica hace hincapié a su selección para la solución dada en este capítulo.

En la tabla 31 se selecciona el servomotor que corresponde al servodrive DS2-21P5-AS.

Tabla 31. Tabla de adaptación del servodrive y servomotor.

Tipo de Motor	Código del Motor	Modelo del Servodrive	Nivel de Voltaje
MS-110ST-M04030-21P2	0031	DS2-21P5-A	3-fases 220V
MS-110ST-M05030-21P5	0032	DS2-21P5-A	3-fases 220V
MS-130ST-M06025-21P5	0042	DS2-21P5-A	3-fases 220V
MS-130ST-M10015-21P5	0044	DS2-21P5-A	3-fases 220V

(Fuente: Xinje Electronic Co., DS2 series servo drive, 2010).

El servomotor seleccionado es de la **serie MS-110ST-M04030-21P2**. En la figura 165 se muestra la apariencia física servomotor.

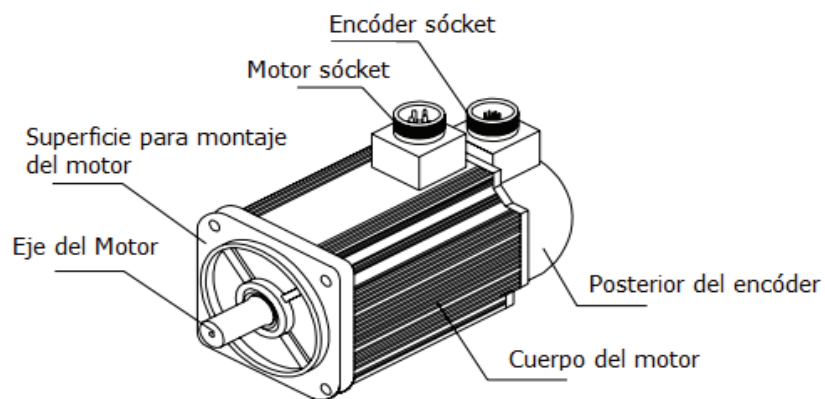


Figura 165. Servomotor serie MS-110ST-M04030-21P2.

(Fuente: Xinje Electric Co., 2016).

De las partes del servomotor se puede denotar que posee dos terminales (Motor Socket y Encoder Socket), uno para la energización y el otro para la señal del sensor encoder, que será conectado al servodrive, que realizará el control del mismo.

La nomenclatura del modelo seleccionado se interpreta de la figura 166.

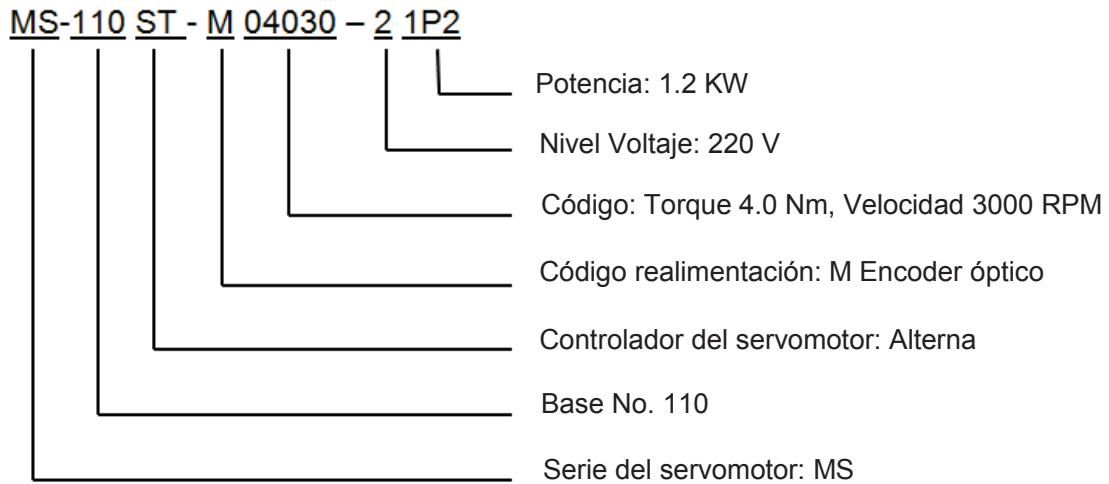


Figura 166. Nomenclatura del servomotor MS-110ST-M04030-21P2.

(Fuente: Xinje Electric Co., 2016).

Características:

- Serie MS Servomotor
- Compatible con servodrive Serie DS2 3-fases 1.5KW
- Codificador 2500 PPR

En la tabla 32, se presentan las especificaciones técnicas.

Tabla 32. Especificaciones técnicas del servomotor MS-110ST-M04030-21P2.

Tipo de motor	MS-110ST-M04030 __-21P2
Nivel de tensión	220 V
Código del motor	0031
Potencia nominal (KW)	1.5
Corriente nominal (A)	5.0
Velocidad nominal (RPM)	3000
Velocidad máxima (RPM)	3500
Par nominal (N · m)	4
Par máximo (N · m)	12
Back EMF constante (V/krpm)	54
Coefficiente del par (N · M/a)	0.8
Inercia del rotor (kg · m ²)	0.54 × 10 ⁻³
Resistencia del devanado (Ω)	1.09
Inductancia de devanado (mH)	3.3
Tiempo eléctrico (uS)	3.0
Peso (kg)	5.5

codificador (PPR)	2500
Pares de polos	4
Nivel de aislamiento del motor	Clase B (130 ° C)
Nivel de protección	IP65
Temperatura ambiente	-20 ° C ~ 50 ° C
Humedad ambiente	HR <90% (sin condensación)

(Fuente: Xinje Electronic Co., DS2 series servo drive, 2010).

4.4.4.3. Esquema de potencia y control

4.4.4.3.1. Diagrama de conexión del servodrive con PLC

En la figura 167, se presenta la conexión del servodrive (CN0) con el PLC. El objetivo de esta conexión es que el PLC controle al servodrive el cual actuará sobre el servomotor.

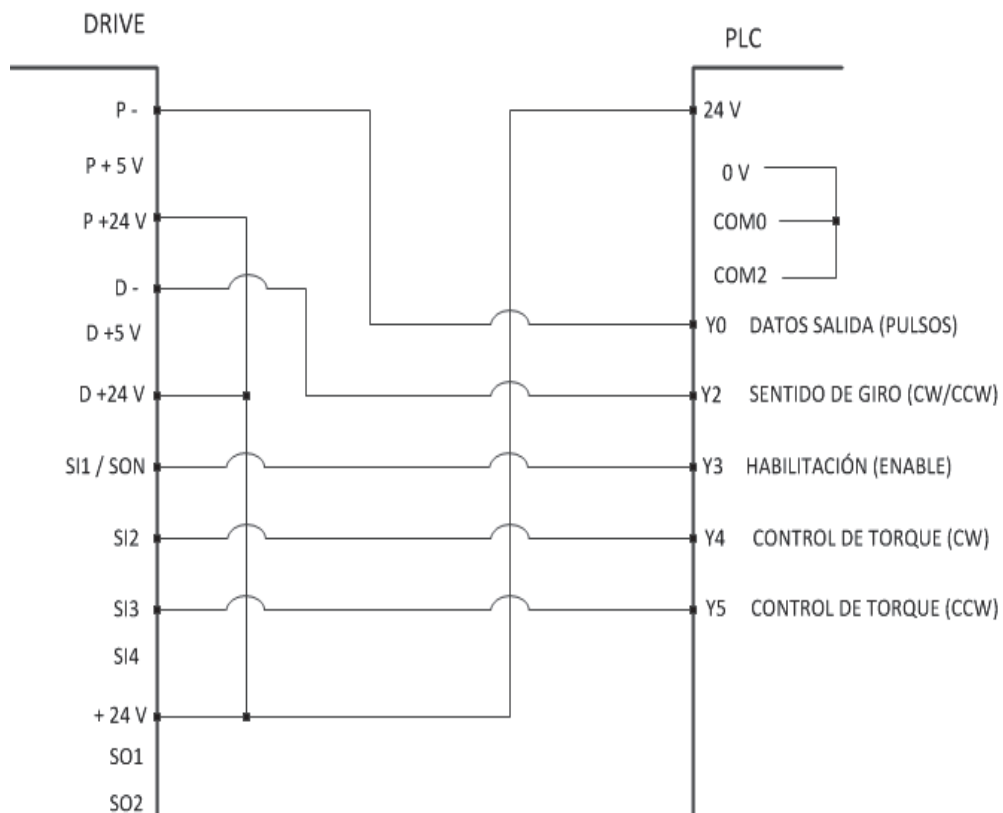


Figura 167. Conexión servodrive (CN0) – PLC.

(Fuente: Autores).

Las conexiones de control se detallan en la tabla 33.

Tabla 33. Descripción de la conexión de salidas del PLC a servodrive (CN0).

Salida	Descripción de salidas del PLC
Y0	Señal (pulsos) de posición y velocidad
Y2	Control de sentido de giro del servomotor
Y3	Habilitación de operación del servodrive
Y4	Control de Torque en sentido horario
Y5	Control de Torque en sentido antihorario

(Fuente: Autores).

En el esquema de la figura 168, se presenta la conexión del servodrive (CN1) con el PLC. Esta conexión se realiza con el fin de monitorear los pulsos que genera el servodrive cuando el servomotor está en movimiento.

Esta información es leída por el PLC, lo cual permite controlar el ángulo al cual girará el eje del servomotor. Desde el punto de vista del usuario (médico especialista), este esquema permite tener un control monitorizado de la posición que alcanza el soporte de piernas del paciente.

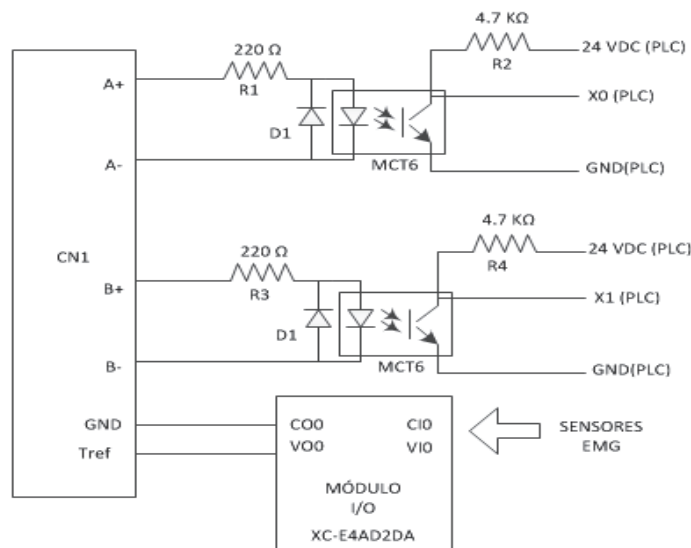


Figura 168. Conexión servodrive (CN1) – PLC.

(Fuente: Autores).

En el esquema de la figura 169, se observa la conexión del servodrive (CN2) con el PLC. Esta conexión, realizada en fábrica, es la realimentación de las señales del servomotor.

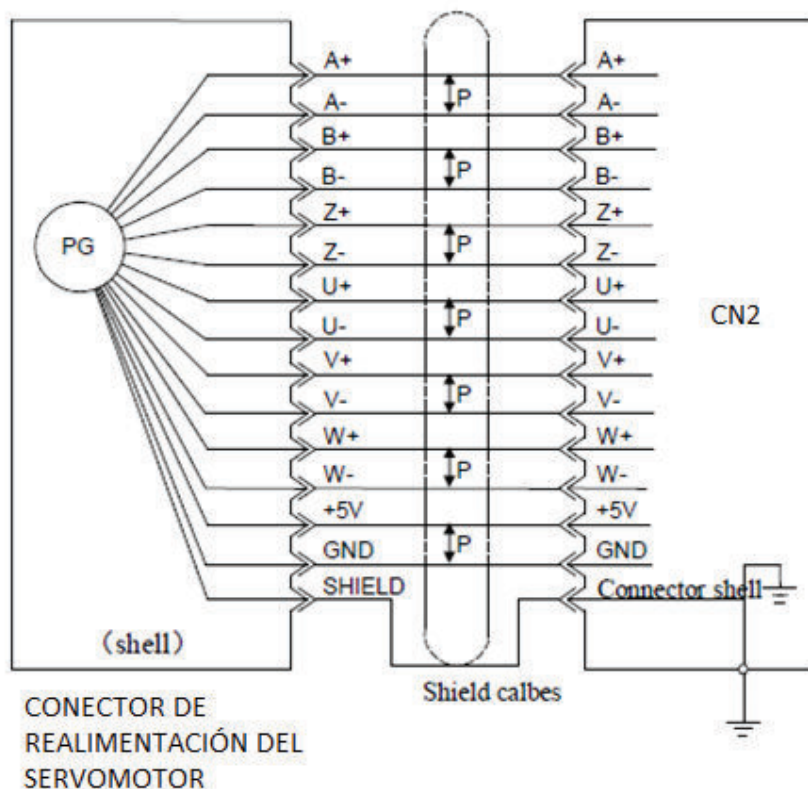


Figura 169. Conexión servodrive (CN2) – servomotor.

(Fuente: Autores).

Como en cualquier máquina automática, se debe disponer de un punto de HOME; es decir una posición inicial, a partir del cual se inicia el movimiento.

La posición inicial es la referencia para determinar el ángulo avanzado por el soporte de piernas de la silla de rehabilitación.

Esta posición de referencia o de HOME, físicamente se determina a través de un sensor inductivo colocado en una posición estratégica. Se realiza el acondicionamiento de señal respectivo, con el fin de ingresar la misma a la entrada X3 del PLC. Este esquema se observa en la figura 170.

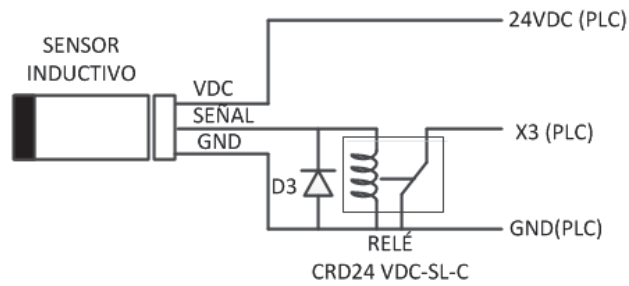


Figura 170. Esquema para determinar el punto de referencia o home.

(Fuente: Autores).

Adicionalmente, se implementan los circuitos que se indican a continuación:

Sistema de energización principal.- El siguiente esquema constituye el sistema de energización total, figura 171. La alimentación principal es de 220 VAC a dos líneas, la cual se distribuye para alimentar a los diferentes circuitos.

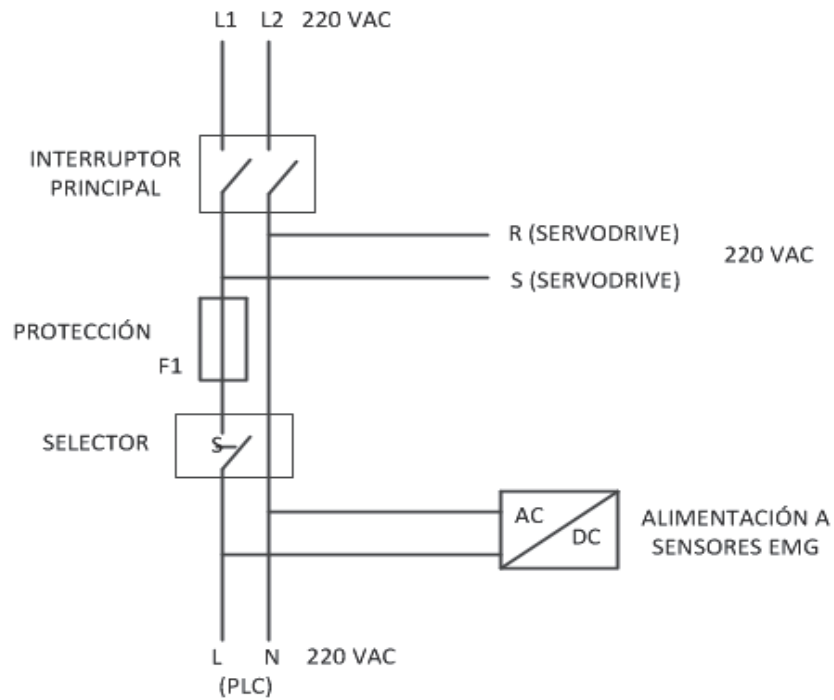


Figura 171. Esquema del sistema de energización principal.

(Fuente: Autores).

En referencia a la figura anterior, se implementa un selector de encendido/apagado de sistema de control; el cual se utiliza para energizar/des-energizar el circuito de alimentación del PLC; lo cual interrumpe en forma instantánea cualquier programa que esté ejecutando este dispositivo, y por ende el movimiento del servomotor. También se implementa una fuente de alimentación DC, exclusivo para energizar los sensores (EMG).

Como circuito de seguridad se implementa un botón de STOP o paro de emergencia; figura 172, que se utilizará en caso de emergencia. Al pulsar, se aplica una señal de OL (0 voltios) a la entrada X2 del PLC. Esta acción detiene la corrida del PLC y por ende el movimiento de la silla de rehabilitación.

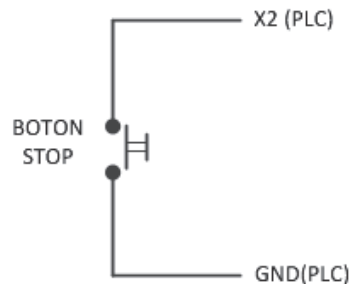


Figura 172. Esquema del paro de emergencia.

(Fuente: Autores).

4.4.5. Diseño del sistema de registro de señales electromiográficas

El objetivo del registro de señales electromiográficas es detectar la actividad muscular eléctrica propia de los músculos de las extremidades inferiores por medio de electrodos de superficie. Los resultados serán percibidos por el fisioterapeuta y el paciente; de manera visual (pantalla).

Para el registro de señales se utiliza un tarjeta que permite la lectura de movimientos musculares, dando una señal que puede ser adaptada mediante programación en el PLC, la información proporcionada es una señal analógica dada por el músculo en acción, además de tener otra señal de un músculo referencial para una mejor lectura, el paciente debe tener una superficie limpia de la piel donde se adicionará la almohadilla lectora de

señales, en la figura 173 se puede observar el sensor mioeléctrico junto a su tarjeta amplificadora de señal.



Figura 173. Tarjeta de sensor mioeléctrico para registro de señales electromiográficas.

(Fuente: <https://www.330ohms.com/products/myoware-muscle-sensor>).

Las señales electromiográficas se obtienen utilizando electrodos de superficie, los cuales deben ser ubicados en las extremidades inferiores; figura 174.



Figura 174. Ubicación de sensores emg en extremidades inferiores.

(Fuente: Borelli Graciela, 2015).

La amplitud y anchura de banda de la señal EMG no están determinada únicamente por las fuentes electrofisiológicas y sus distancias hasta los electrodos, sino también por los tipos y tamaños de electrodos utilizados y por el espaciamiento entre electrodos. Los

electrodos de superficie van unidos a la piel sobre el segmento muscular que se está estudiando.

El espaciamiento entre electrodos determina el volumen de registro en el panel operador, resultando los espaciamientos más pequeños en registros más selectivos.

Con el fin de mejorar la unión del electrodo de superficie con la piel, éstos se colocan con pasta o gel conductor (compuesto de cloruro de sodio o cloruro de potasio) para conseguir más contacto con la piel y reducir la impedancia de los electrodos. (Delgado, Vallejo y Torres, 2007)

Los electrodos comercializados pueden ser desechables, como los electrodos Electrocardiográficos (ECG), o reutilizables con una protección de plástico y un cuello adhesivo por ambos lados. Su diámetro va de 2 a 10 mm para la parte activa del electrodo. Los electrodos de cloruro de plata-plata (Ag-Ag Cl) con pasta de cloruro se utilizan invariablemente debido a sus propiedades de estabilidad y reducción del ruido.

4.4.5.1. Distancia entre electrodos

La normatividad define la distancia entre electrodos como "la distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos". Con respecto a la distancia entre electrodos, la normatividad recomienda que:

- Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electrodos de entre 20 [mm] y 30 [mm].
- Cuando los electrodos bipolares son aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De ésta forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares.

4.4.5.2. Posición de los electrodos

Las señales electromiográficas están altamente relacionadas con la posición del electrodo sobre el músculo de interés. Debido a esto, es necesario que la ubicación de los electrodos sea consistente en sesiones consecutivas de estudio y sobre diferentes pacientes (cada paciente precisa una estrategia de estudio individualizada en función de su cuadro clínico concreto).

Para determinar la ubicación de los electrodos es recomendado utilizar la normatividad correspondiente donde se encuentran sugerencias para la ubicación de los electrodos.

El objetivo al ubicar los electrodos es conseguir una ubicación estable donde se pueda obtener una buena señal electromiográfica. Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

- **Longitudinal:** La recomendación es ubicar el electrodo bipolar en la zona media del músculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al músculo (aproximadamente línea media del músculo) y el tendón distal.
- **Transversal:** La recomendación es ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del músculo.

(De Luca Carlo J., 2002) recomienda que el electrodo debe ser colocado entre un punto del motor y la inserción del tendón o entre dos puntos motores, y a lo largo de la línea media longitudinal del músculo. El eje longitudinal del electrodo, figura 175, que pasa a través de ambas superficies de detección, debe ser alineado paralelo a la longitud de las fibras musculares.

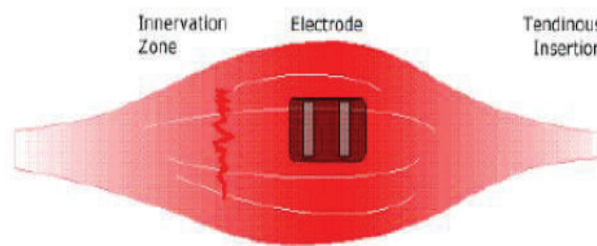


Figura 175. Representación de localización del electrodo de superficie.

(Fuente: De Luca Carlo J., 2002).

La señal generada por una unidad motora tiene una amplitud de 0 [V], cuando no existe contracción muscular y aproximadamente 250 [μ V] durante la contracción.

Debido a que las señales mioeléctricas son de bajo valor; ruidos o artefactos, como el ruido ambiental (EMF) o en mayor medida el ruido de línea (50Hz – 60Hz) pueden provocar una falsa interpretación de los resultados.

4.5. Implementación del sistema de cuantificación de actividad muscular y visualización de resultados

4.5.1. Presentación del proyecto

En el programa TouchWin 2012 Edit Tool, se desarrolla la aplicación de control del modo de operación de la máquina.

Se inicia con la creación de la ventana de presentación del proyecto, tal como se observa en la figura 176.



Figura 176. Ventana de presentación del proyecto.

(Fuente: Autores).

4.5.2. Ingreso de datos del paciente

En la pantalla que se muestra en las figuras 177, el médico especialista o personal autorizado ingresa información del paciente como: código del paciente, apellido y nombre, fecha de nacimiento, edad, dirección, ocupación, estado civil, estatura (m), peso (Kg), tipo de sangre.

Si el operador presiona **SIGUIENTE**, se trasladará a la siguiente pantalla de programación donde se selecciona la Escala de Daniels.

Si el operador presiona **REGRESAR**, retorna a la pantalla de presentación.

**DATOS DEL PACIENTE
ANTECEDENTES PERSONALES**

CODIGO DEL PACIENTE: P003

APELLIDO Y NOMBRE: ELIZABETH SALAZAR

NACIMIENTO dd/mm/aa: 27 09 77

EDAD: 39

DIRECCION: LATACUNGA

OCUPACION: DOCENTE

Regresar Siguiete

**DATOS DEL PACIENTE
ANTECEDENTES PERSONALES**

ESTADO CIVIL: CASADA

ESTATURA (m): 1.63

PESO (Kg): 80.0

TIPO DE SANGRE: OP

Regresar Siguiete

Figura 177. Ventanas de ingreso de datos del paciente.

(Fuente: Autores).

4.5.3. Selección de la escala de Daniels

El médico especialista valora la cantidad de fuerza muscular que puede ejercer el paciente, en un rango de 0 a 5 (escala de Daniels), misma que es realizada por especialista a través de movimientos articulares; figura 178 (Stream, 2016).

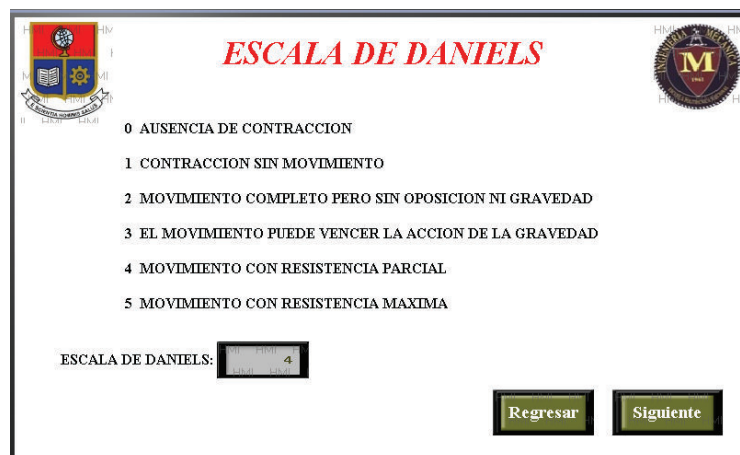


Figura 178. Ventana de ingreso de datos escala de Daniels.

(Fuente: Autores).

4.5.4. Selección del umbral de dolor

Otro parámetro que valora el especialista, es el umbral de dolor que es la intensidad mínima de un estímulo que despierta la sensación de dolor, éste puede variar significativamente dependiendo de cada individuo, figura 179 (Parhizgar & Ekhtiari, 2013).



Figura 179. Ventana de ingreso de datos umbral de dolor.

(Fuente: Autores).

4.5.5. Tipo de Anamnesis

La anamnesis consiste en una conversación en donde el médico especialista realiza preguntas al paciente. Se recopila la información; figura 180, de los datos clínicos relevantes y del historial del paciente; incluye antecedentes personales y familiares respecto a la enfermedad. (Salud, 2016)

Dependiendo de la consideración del profesional de la salud, en la pestaña Tipo de Anamnesis se selecciona en una escala de 1 a 5; y de ser necesario se ingresa en observaciones, aspectos relevantes para el tratamiento terapéutico.

TIPO DE ANAMNESIS

LA LESION SE DIO EN:

1. LESION PREVIA DE LA MISMA RODILLA
2. OTRA SUSCEPTIBILIDAD A LESION MUSCULAR
3. ENTRENAMIENTO
4. ACTIVIDAD DEPORTIVA

TIPO DE ANAMNESIS: 0

OBSERVACIONES: AA

ALMACENAR Regresar Siguiente

Figura 180. Ventana de ingreso de datos Anamnesis.

(Fuente: Autores).

4.5.6. Selección del modo de trabajo del paciente

El médico especialista puede seleccionar dos modos de operación; figura 181:

Modo Activo: El paciente realiza un conjunto de movimientos de rodilla (esfuerzo físico), de acuerdo a las indicaciones del médico.

Modo Pasivo: La máquina actúa sobre la rodilla en recuperación, aplicando movimientos recomendados por el médico.

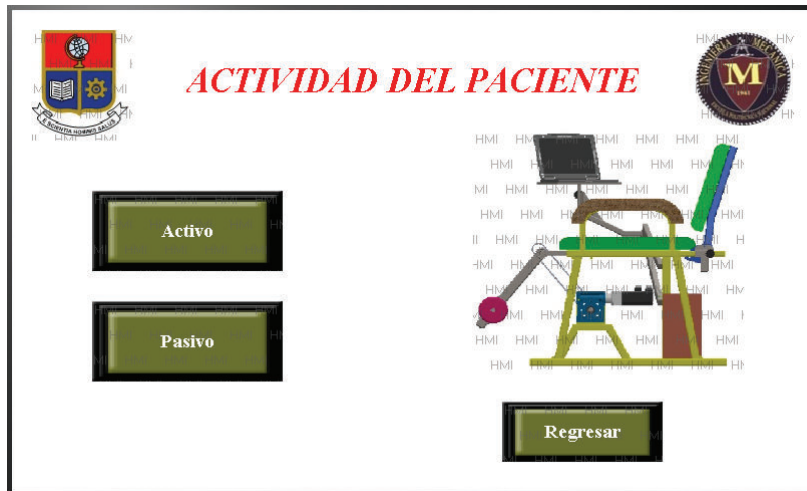


Figura 181. Ventana de modos de trabajo del paciente.

(Fuente: Autores).

Si el operador presiona **Activo**, se trasladará a la pantalla de configuración para el modo activo.

Si el operador presiona **Pasivo**, se trasladará a la pantalla de configuración para el modo pasivo.

Si el operador presiona **Regresar**, retornará a la pantalla anterior de Tipo de Anamnesis.

4.5.7. Paciente en modo activo

El profesional de la salud ingresa información como, código del paciente, ángulo de flexión para la extremidad inferior, número de repeticiones, tiempo entre repeticiones, número de series, tiempo entre series, peso (kg) a levantar. El paciente realiza un esfuerzo físico para cumplir con el conjunto de movimientos de rodilla.

La ventana Paciente Activo, se presenta en la figura 182.



Figura 182. Ventana de paciente en modo activo.

(Fuente: Autores).

El médico especialista (operador) debe ingresar los siguientes parámetros:

COD: Se ingresa el código del paciente, que el médico – especialista haga considerado, sus valores pueden ser hasta de 6 caracteres alfanuméricos.

ÁNGULO: Debe ingresar un valor entre 45 y 90 grados, siendo los valores mínimo y máximo que pueden ser ingresados por el especialista. Sin embargo, estos datos pueden ser cambiados en el programa principal del PLC, de acuerdo a las necesidades.

#REPETICIONES: Se debe ingresar el número de repeticiones por serie. El valor que se ingresa, queda a criterio del especialista, sin embargo se ha limitado a un valor entre 0 y 100 repeticiones.

TIEMPO REPETICIONES: Cuando el paciente finaliza una repetición, tiene un tiempo de reposo hasta iniciar la siguiente repetición. Este tiempo de reposo entre repetición está definido entre 1 y 100 (segundos), y se ingresa de acuerdo al criterio del especialista.

#SERIES: El especialista ingresa el número de series que debe ejecutar el paciente. El valor está limitado en un rango entre 1 y 100.

TIEMPO SERIES: Se debe ingresar el tiempo de reposo hasta iniciar la siguiente serie. Este tiempo de series está definido entre 1 y 100 (segundos), y se ingresa de acuerdo al criterio del especialista.

PESO (KG): Es el parámetro más importante que debe ingresar el especialista, de acuerdo a las condiciones del paciente. Debe ingresar el peso por extremidad (pierna) que puede levantar el paciente en cada serie y repetición. El valor se ingresa desde 0 hasta un valor máximo de 11 Kg.

La configuración de valores y el enlace con las variables del PLC, se realiza a través en la caja de entrada de datos, figura 183. Este procedimiento se utiliza para todas la variables de las diferentes ventanas de ingreso de información y presentación de resultados.

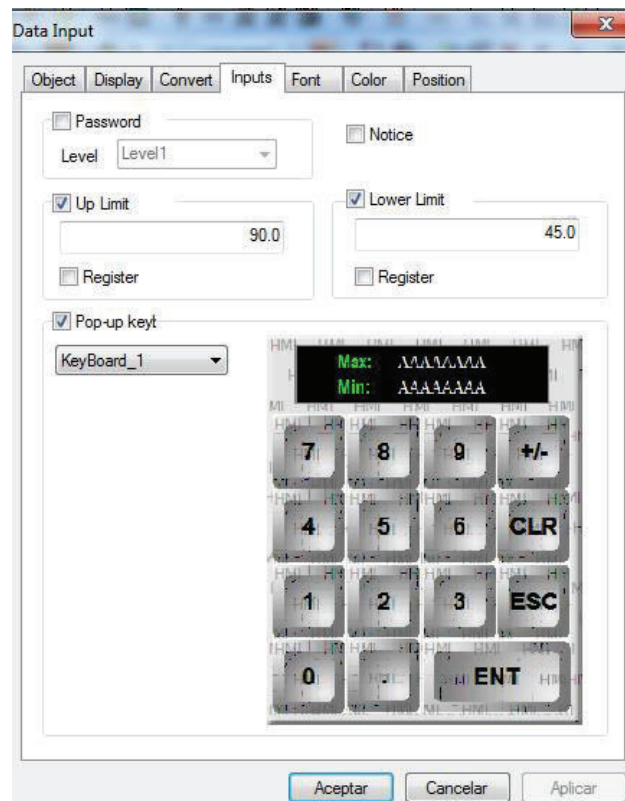


Figura 183. Configuración de valores y enlace con PLC.

(Fuente: Autores).

- El ingreso de información se realiza a través de un teclado virtual. Cada vez que se pulsa la tecla **ENT**, la información ingresada se visualiza en los indicadores con fondo amarillo.

- Una vez que el operador selecciona **ACEPTAR**, toda la información se almacena en los registros respectivos y se empieza la actividad de rehabilitación.
- Si el operador presiona **Almacenar**, se guarda en la base de datos toda la información hasta el momento generada; ésta se la puede presionar en cualquier instante, pero se recomienda hacerlo al final de la actividad de rehabilitación.
- Si el operador presiona **Regresar**, retornará a la pantalla anterior de Actividad del Paciente.
- Si el operador presiona **Siguiente**, se trasladará a la ventana de Actividad muscular.



¡Peligro!

El paciente no puede modificar estos valores, sin la autorización de médico especialista.

En caso de interrupción de la energía eléctrica del panel operador, los datos quedan almacenados. Una vez restablecido la energía, se puede volver a repetir la serie.

La información de **NOMBRE DEL PACIENTE** y **CÓDIGO DEL PACIENTE**, se despliega automáticamente, ya que ésta se ingresó en la ventana de Datos del Paciente.

4.5.8. Paciente en modo pasivo

En la ventana de modo pasivo del paciente; figura 184, la máquina actúa sobre la rodilla en recuperación, aplicando movimientos configurados por el médico. En este caso, el paciente no realiza ningún esfuerzo físico.

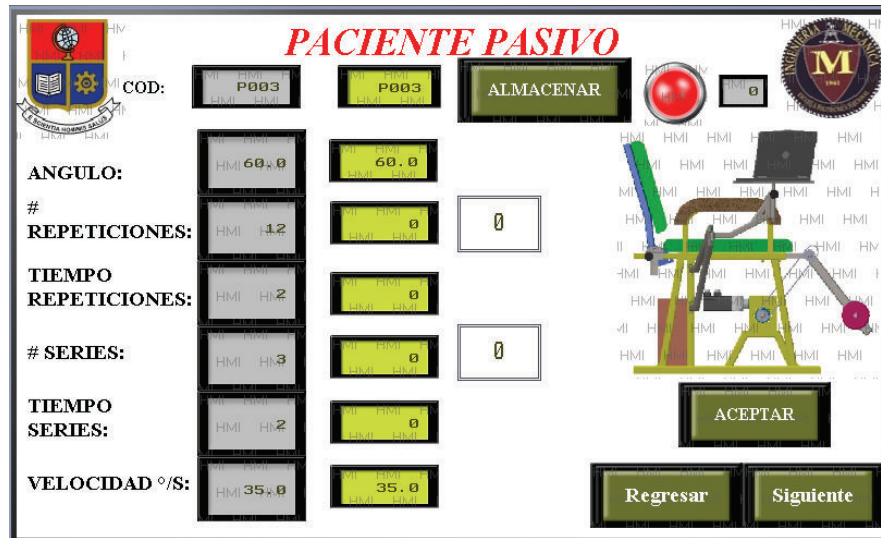


Figura 184. Ventana de paciente en modo pasivo.

(Fuente: Autores).

Como en el caso del modo activo, se definen series de ejercicios, y cada serie tiene un cierto número de repeticiones. Entre cada serie y cada repetición existe un tiempo de reposo, para que el paciente se pueda recuperar del esfuerzo físico.

El médico especialista (operador) debe ingresar los siguientes parámetros:

ANGULO: Debe ingresar un valor entre 45 y 90 grados, siendo los valores mínimo y máximo que pueden ser ingresados por el especialista. Sin embargo, estos datos pueden ser cambiados en el programa principal del PLC, de acuerdo a las necesidades.

#REPETICIONES: Se debe ingresar el número de repeticiones por serie. El valor que se ingresa, queda a criterio del especialista, sin embargo se ha limitado a un valor entre 0 y 100 repeticiones.

TIEMPO REPETICIONES: Cuando el paciente finaliza una repetición, tiene un tiempo de reposo hasta iniciar la siguiente repetición. Este tiempo de reposo entre repetición está definido entre 1 y 100 (segundos), y se ingresa de acuerdo al criterio del especialista.

#SERIES: El especialista ingresa el número de series que debe ejecutar el paciente (la máquina). El valor está limitado en un rango entre 1 y 100 series.

TIEMPO SERIES: Se debe ingresar el tiempo de reposo hasta iniciar la siguiente serie. Este tiempo de series está definido entre 1 y 100 (segundos), y se ingresa de acuerdo al criterio del especialista.

VELOCIDAD (°/S): Es el parámetro que el especialista debe ingresar con mucho cuidado, de acuerdo su experiencia y tipo de paciente. Debe ingresar el valor de velocidad al cual la máquina realiza las repeticiones y series. El valor configurado está en 10 hasta un valor máximo de 50 grados por segundo (°/S). Estos valores se pueden modificar en la programación del PLC, de acuerdo a las necesidades.

- El ingreso de información se realiza a través de un teclado virtual. Cada vez que se pulsa la tecla **ENT**, la información ingresada se visualiza en los indicadores con fondo amarillo.
- Una vez que el operador selecciona **ACEPTAR**, toda la información se almacena en los registros respectivos.
- Si el operador presiona **Almacenar**, se guarda en la base de datos toda la información hasta el momento generada; ésta se la puede presionar en cualquier instante, pero se recomienda hacerlo al final de la actividad de rehabilitación.
- Si el operador presiona **Regresar**, retornará a la pantalla anterior de Actividad del Paciente.
- Si el operador presiona **Siguiente**, se trasladará a la ventana de Actividad muscular.



¡Peligro!

El paciente no puede modificar estos valores, sin la autorización de médico especialista.

En caso de interrumpir la energía eléctrica al Panel Operador de, los datos quedan almacenados. Una vez restablecido la energía, se puede volver a repetir la serie.

La información de **NOMBRE DEL PACIENTE** y **CÓDIGO DEL PACIENTE**, se despliega automáticamente, ya que ésta se ingresó en la ventana de Datos del Paciente.

4.5.9. Registro de la actividad muscular

El objetivo del registro de la actividad muscular a través de señales electromiográficas, es detectar la actividad muscular eléctrica propia de los músculos de las extremidades inferiores por medio de electrodos de superficie. Los resultados serán observados por el médico especialista, quien podrá evaluar mejoras en el nivel activación muscular tras una sesión de rehabilitación.

La unidad de la actividad muscular se expresa en unidades absolutas (voltios); sin embargo, en el ámbito médico se expresan en otras unidades, como MCV (Contracción Voluntaria Máxima isométrica), que es el valor máximo de actividad muscular que puede generar una persona sana. Entonces la actividad muscular se puede expresar como un porcentaje (%) de ese valor.

En la ventana de Actividad Muscular el médico especialista, observará el valor de la actividad muscular alcanzada por el paciente, en una escala de 0 a 100%.

La ventana Actividad Muscular, se presenta en la figura 185.



Figura 185. Ventana de registro de actividad muscular.

(Fuente: Autores).

- Si el operador presiona **Regresar**, retornará a la pantalla e Actividad del Paciente.
- Si el operador presiona **SALIR**, se trasladará a la ventana de principal de presentación de la aplicación.

Se debe recordar que las señales electromiográficas se obtienen utilizando electrodos de superficie, los cuales deben ser ubicados con mucho cuidado en las extremidades inferiores.

Las señales electromiográficas están altamente relacionadas con la posición del electrodo sobre el músculo de interés. Se recomienda que los electrodos se ubiquen sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

4.5.10. Almacenamiento y generación de la base de datos

En las pantallas de paciente Activo y Pasivo, en la parte superior derecha, aparece una tecla **ALMACENAR** (Figura 186), que al pulsarla guarda automáticamente en la base de datos la información del paciente, tanto sus datos personales, la rutina empleada, y el porcentaje de actividad muscular. En estas pantallas, también están definidas una lámpara de color rojo, la misma que cambia a verde cada vez que se pulse la tecla Almacenar; y finalmente un indicador numérico, que cambia su valor a 100, cada vez que se pulse la tecla Almacenar.



Figura 186. Ventana de almacenamiento de información.

(Fuente: Autores).

En la tabla 34, se observa los valores obtenidos en la base de datos generada en el Panel Operador, en el cual se detallan los datos del paciente, actividades del paciente tanto en Activo como en Pasivo, así como la actividad muscular.

Tabla 34. Base de datos de paciente, con actividad activo y pasivo.

NAME	BIRTH_DATE	AGE	DIRECTION	JOB	STATE
ELIZABETH SALAZAR	27 09 77	39	LATACUNGA	DOCENTE	CASADA
	HIGH	WEIGHT	TYPE_BLOOD	PROBLEM_HEALTH	DANIELS
	1.63	80.0	OP	ESTRESS	4
	THRESHOLD_PAIN	ANAMNESIS	OBSERVATION	Date	Time
	5	4	DOLOR RODILLA	26/12/2016	15:28
ANGULO(PA)	#REPETICIONES (PA)	TIEMPO_REP.(PA)	#SERIES (PA)	TIEMPO_SERIES(PA)	PESO[KG] (PA)
60.0	12	1	3	5	4.0

			SENSOR_EMG [%] (PA)	Date	Time
			60.0	27/12/2016	5:51:36
ANGULO(PP)	#REPETICIONES (PP)	TIEMPO_REP.(PP)	#SERIES (PP)	TIEMPO_SERIES(PA)	VELOCIDAD [\$/S] (PP)
60.0	12	2	3	2	35.0
			SENSOR_EMG [%] (PP)	Date	Time
			10.0	27/12/2016	5:57:35

(Fuente: Autores).

En la figura 187, se muestra la gráfica de los datos generados del Paciente “Elizabeth Salazar” en condiciones de Activo, destacándose la rutina empleada, y la actividad muscular lograda después de aplicarle la rehabilitación respectiva.

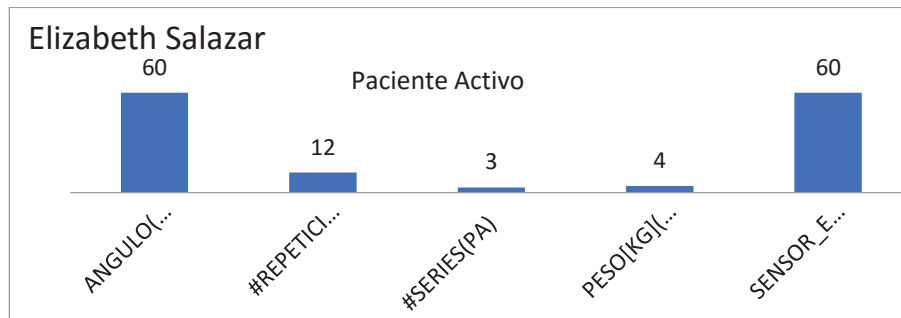


Figura 187. Datos generados del paciente en condición de activo.

(Fuente: Autores).

En la Figura 188, se muestra la gráfica de los datos generados del Paciente “Elizabeth Salazar” en condiciones de Pasivo, destacándose la rutina empleada, y la actividad muscular lograda después de aplicarle la rehabilitación respectiva.

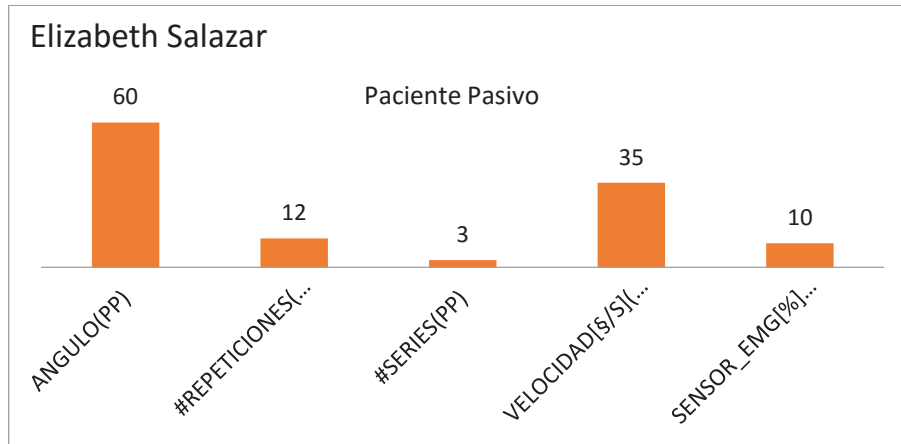


Figura 188. Datos generados del paciente en condición de pasivo
(Fuente: Autores).

5. PRUEBAS, RESULTADOS Y ALCANCE.

5.1. Pruebas

Una vez armada el banco de cuádriceps (máquina de rehabilitación), se procede a comprobar el correcto funcionamiento de las partes eléctricas, electrónicas, programación, comunicación y mecánicas.

5.1.1. Pruebas eléctricas y electrónicas.

En este punto se comprueba el correcto funcionamiento de la fuente que posee el PLC (Fuente de 24 voltios), verificando que el voltaje y la corriente de salida sea el indicado para alimentar al sensor inductivo, relé, panel de operador y para alimentar el circuito de control del servodrive.

Se ejecutó las pruebas respectivas en la medición de voltaje alterno y secuencia de fases de la señal de alimentación a los circuitos de potencia de la máquina. Se realizaron varias mediciones del nivel de voltaje trifásico AC, en diferentes fechas, obteniendo un resultado satisfactorio en el nivel de voltaje de 220 Voltios +/- 2%.

Se debe tener mucho cuidado en revisar la correcta conexión del relé que invierte la lógica de la señal del sensor inductivo, que detecta la posición inicial o de home de la máquina, a este relé se acopló un diodo en anti - paralelo para evitar fugas de corriente hacia el servodrive y/o PLC, de esta manera evitar daños.

Se verificó que las conexiones y su enumeración fueron correctamente realizados, tanto del circuito de potencia y como de control. Asimismo, se verificó conexión de los cables de comunicación entre el panel de operador y PLC, tal como se puede observar en las figuras 189, 190 y 191.



Figura 189. Verificación de la conexión del circuito de potencia.
(Fuente: Autores).



Figura 190. Verificación de la conexión del circuito de control.
(Fuente: Autores).

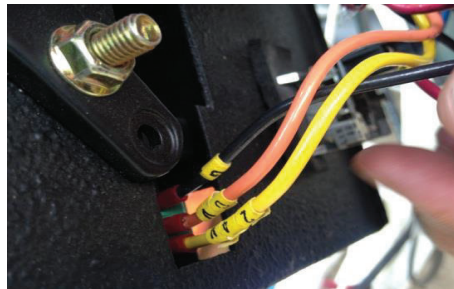


Figura 191. Verificación de la conexión del panel de operador.
(Fuente: Autores).

5.1.2. Pruebas de programación y comunicación.

Las siguientes pruebas realizaron entre los dispositivos de control.

En las pruebas de comunicación entre PC y PLC; físicamente se realizó la conexión entre el puerto de comunicaciones COM1 del PLC y el puerto serial del PC. En el software de programación del PLC (**THINGET XC SERIES**) se configuró; figura 192, la Detección Automática (**Automatic Detection**), y en la barra de estado de la ventana principal del software aparece la serie del PLC que se está utilizando, dando una indicación que la comunicación se realizó correctamente.

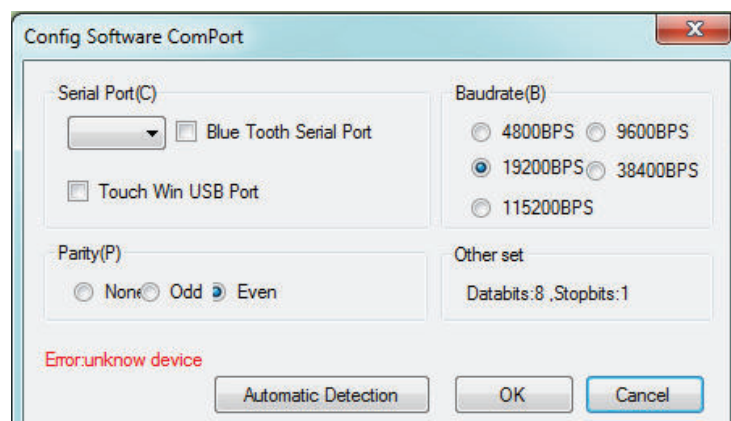


Figura 192. Comunicación entre PC y PLC.

(Fuente: Autores).

En las pruebas de comunicación del Panel de Operador con PLC; previamente se realizó la conexión física entre el puerto de comunicaciones COM2 del PLC y el puerto serial del PC. En una de las ventanas del software del Panel de Operador (**Touchwin 2012 Edit Tool**) se seleccionó el PLC **THINGET XC SERIES**; figura 193, se realizó una aplicación de prueba (HMI) y se descargó la aplicación al Panel de Operador.

Posteriormente, se realizó una conexión física entre el Panel de Operador y PLC; estableciéndose correctamente la comunicación con su aplicación de prueba.

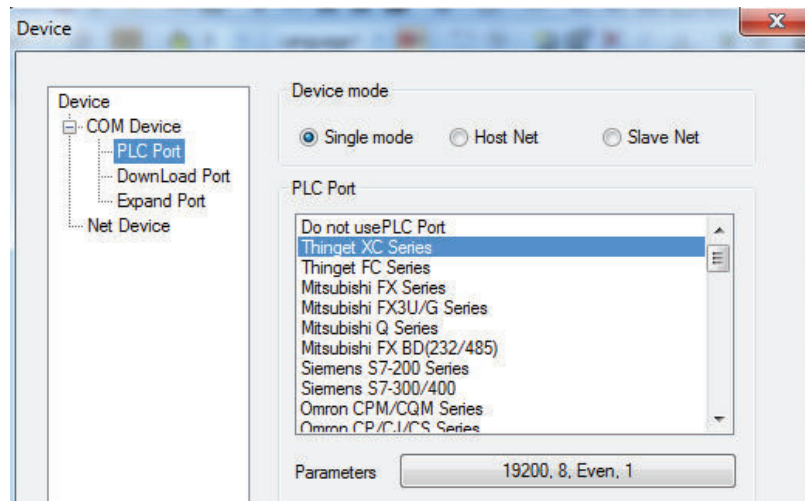


Figura 193. Comunicación entre panel de operador y PLC.

(Fuente: Autores).

En las Pruebas de Programación; se revisó minuciosamente el programa que se realizó para el PLC, ya que éste controlará todos los equipos eléctricos y electrónicos que se está utilizando.

En este punto se realizó varias modificaciones al programa, ya que físicamente se implementó seguridades (botón paro de emergencia, selector, interruptor principal) que servirán tanto para la máquina como para el personal que va a operar.

5.1.3. Pruebas mecánicas

Pruebas de construcción y acoplamiento del reductor de velocidad, el husillo de transmisión tiene un acoplamiento directo en rodadura con la rueda dentada (corona), utiliza un aceite para transmisión de 120 centistockes de viscosidad y se comprobó que por cada revolución del motor eléctrico en la salida del reductor se obtuvo 15 revoluciones; figura 194.



Figura 194. Pruebas mecánicas en el reductor de velocidad.
(Fuente: Autores).

Las pruebas en la transmisión de movimiento con el sistema de cadena; figura 195, permitieron evidenciar que no existe mayor holgura (5mm) entre la rueda conducida y la motriz, con la finalidad de minimizar las pérdidas en ángulos de giro, fundamentalmente en la inversión que provoca el servomotor.



Figura 195. Transmisión de movimiento con cadena.
(Fuente: Autores).

En las pruebas de desplazamiento radial del brazo abatible del panel de visualización; figura 196, se comprobó que el ángulo de giro permisible en forma radial es de 90° , posee un desplazamiento axial de 150 milímetros y de 180° con 3° de libertad en el punto de apoyo de la pantalla de visualización.



Figura 196. Desplazamiento angular del brazo abatible.

(Fuente: Autores).

Se comprobó que el movimiento abatible del espaldar es de 90° ; figura 197, con la finalidad de brindar apoyo al paciente antes, durante y después de la rehabilitación, sobre todo para procedimientos iniciales y fortalecimiento de los músculos isquiotibiales.

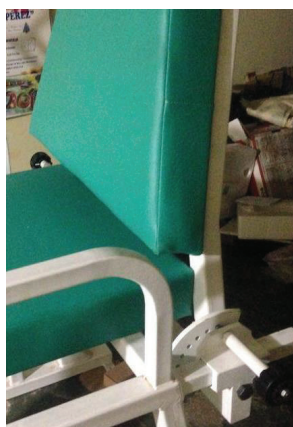


Figura 197. Movimiento abatible del espaldar.

(Fuente: Autores).

El movimiento angular del brazo de sujeción de pesas; figura 198, garantiza que el desplazamiento en el plano coplanar sea de 180° , de los cuales para rehabilitación de los músculos cuádriceps en extensión será de 0 a 90° y de los isquiotibiales de 90 a 180° ; estos últimos para diseños futuros tanto del sistema de control como el de visualización, se comprobó el sistema de acoplamiento entre el brazo de empuje y el eje de transmisión, así como el alineamiento con la base principal del banco de cuádriceps.



Figura 198. Movimiento angular del brazo de sujeción.

(Fuente: Autores).

El tensor del sistema de transmisión por cadena; figura 199, garantizan un acoplamiento adecuado, evita pérdidas en el sistema de transmisión de movimiento, así como también evita daños a los diferentes componentes mecánicos y minimiza el riesgo físico por atascamiento tanto al paciente como al profesional de la salud.

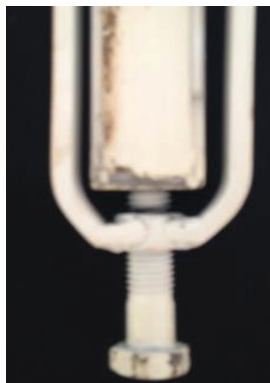


Figura 199. Tensor para ajuste de cadena de transmisión.

(Fuente: Autores).

5.1.4. Pruebas de posicionamiento

Para ejecutar esta prueba, se verificó la correcta posición del sensor de home, a partir del cual el soporte de extremidades girará un ángulo determinado; figura 200.



Figura 200. Posición de home para inicio de prueba.

(Fuente: Autores).

Se ingresó un ángulo a través del panel de operador en modo pasivo; figura 201. Para la prueba de posicionamiento se ha optado por ingresar un ángulo de 20°, 30° y 45°, y a través de un graduador digital se realizó la medición correspondiente a cada ángulo.



Figura 201. Valores ingresados en modo pasivo.

(Fuente: Autores).

Al correr la aplicación, el soporte de extremidades inferiores partió desde la posición de home, obteniendo los resultados que se indican en la tabla 35.

Tabla 35. Primera prueba de posicionamiento.

Repetición	Ángulo	Ángulo alcanzado	Error (grados)
1	20	18	2
2	20	17	3
3	20	18	2
4	20	17	3
5	20	25	5

(Fuente: Autores).

Se obtuvieron resultados satisfactorios; el error debe al sistema mecánico de acoplamiento del servomotor.

Para las siguientes pruebas; tablas 36 y 37, se ajusta el mecanismo de transmisión de movimiento, obteniendo los siguientes resultados.

Tabla 36. Segunda prueba de posicionamiento.

Repetición	Ángulo	Ángulo alcanzado	Error (grados)
1	30	28	1
2	30	29	1
3	30	28	2
4	30	28	1
5	30	28	5

(Fuente: Autores).

Tabla 37. Tercera prueba de posicionamiento.

Repetición	Ángulo	Ángulo alcanzado	Error (grados)
1	45	43	2
2	45	43	2
3	45	42	3
4	45	42	3
5	45	42	3

(Fuente: Autores).

Conclusión, el sistema tiene un error de posicionamiento de aproximadamente 3 grados.

5.1.5. Prueba de carga

Para ejecutar esta prueba, se ubicó el soporte de extremidades en la posición de home; figura 202.



Figura 202. Posición de home para inicio de prueba.

(Fuente: Autores).

Para la prueba de carga se utilizó el panel de operador en modo activo; y se ingresó valores de 0 hasta 11 Kg (valores promedios que puede levantar una persona con percentil 50%). El valor del ángulo máximo se fijó en 90 grados.

Al correr la aplicación, el soporte de extremidades inferiores partió desde la posición de home, obteniendo los resultados que se indican en la tabla 38.

Se empleó el diagrama de cuerpo libre, figura 203.

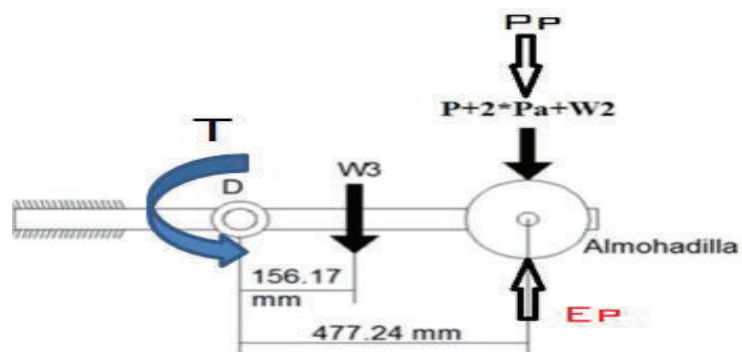


Figura 203. Cargas aplicadas en brazo principal soporte de piernas.

(Fuente: Autores).

DATOS

T= Torque(0...63)Nm a= 0,15617 m
 W2= 15,20N b= 0,47724 m
 W3= 24,10N K= 174,7077
 P= 48,17N
 Pa= 0,67N
 Pp= 98,00N
 α= Desplazamiento angular del brazo principal soporte de piernas

EP= Carga necesaria para levantar con las dos piernas

$\Sigma MD = T$ PARA 90 °

$$W3*a + (P+2*Pa+W2+Pp)*b - Ep*b = T$$

$$Ep = -T/b + W3*a/b + (P+2*Pa+W2+Pp)$$

$$Ep = -T/b + W3*a/b + (P+2*Pa+W2+Pp)$$

$$Ep = -T/b + K$$

$\Sigma MD = T$ PARA VARIACIÓN ANGULAR DEL BRAZO PRINCIPAL

$$W3*a*\text{Sen}\alpha + (P+2*Pa+W2+Pp)*b*\text{Sen}\alpha - Ep*b = T$$

$$Ep = -T/b + W3*a/b*\text{Sen}\alpha + (P+2*Pa+W2+Pp)*\text{Sen}\alpha$$

$$K1 = W3*a/b \quad K2 = (P+2*Pa+W2+Pp)$$

$$Ep = -T/b + K1*\text{Sen}\alpha + K2*\text{Sen}\alpha$$

Tabla 38. Pruebas de carga

Para 90°

T (N.m)	b (m)	T/b (N)	K (N)	Ep (N)	Ep (Kg)
35,00	0,48	73,34	174,71	101,37	10,34
40,00	0,48	83,82	174,71	90,89	9,27
45,00	0,48	94,29	174,71	80,42	8,21
50,00	0,48	104,77	174,71	69,94	7,14
55,00	0,48	115,25	174,71	59,46	6,07
60,00	0,48	125,72	174,71	48,98	5,00
65,00	0,48	136,20	174,71	38,51	3,93
70,00	0,48	146,68	174,71	28,03	2,86
75,00	0,48	157,15	174,71	17,55	1,79
80,00	0,48	167,63	174,71	7,08	0,72

Para desplazamientos con ángulos desde 0 a 90°

T (N.m)	α °	α (rad)	$\text{Sen}\alpha$	T/b (N)	K1 * $\text{Sen}\alpha$	K2* $\text{Sen}\alpha$	Ep (N)	Ep (Kg)
30,00	15,00	0,26	0,26	62,86	2,04	42,11	-18,71	-1,91
30,00	30,00	0,52	0,50	62,86	3,94	81,36	22,44	2,29
30,00	45,00	0,79	0,71	62,86	5,58	115,05	57,77	5,89
30,00	60,00	1,05	0,87	62,86	6,83	140,91	84,88	8,66
30,00	90,00	1,57	1,00	62,86	7,89	162,71	107,73	10,99
40,00	15,00	0,26	0,26	83,82	2,04	42,11	-39,66	-4,05
40,00	30,00	0,52	0,50	83,82	3,94	81,36	1,48	0,15
40,00	45,00	0,79	0,71	83,82	5,58	115,05	36,81	3,76
40,00	60,00	1,05	0,87	83,82	6,83	140,91	63,93	6,52
40,00	90,00	1,57	1,00	83,82	7,89	162,71	86,78	8,86
50,00	15,00	0,26	0,26	104,77	2,04	42,11	-60,62	-6,19
50,00	30,00	0,52	0,50	104,77	3,94	81,36	-19,47	-1,99
50,00	45,00	0,79	0,71	104,77	5,58	115,05	15,86	1,62
50,00	60,00	1,05	0,87	104,77	6,83	140,91	42,97	4,38
50,00	90,00	1,57	1,00	104,77	7,89	162,71	65,83	6,72
60,00	15,00	0,26	0,26	125,72	2,04	42,11	-81,57	-8,32
60,00	30,00	0,52	0,50	125,72	3,94	81,36	-40,42	-4,12
60,00	45,00	0,79	0,71	125,72	5,58	115,05	-5,09	-0,52
60,00	60,00	1,05	0,87	125,72	6,83	140,91	22,02	2,25
60,00	90,00	1,57	1,00	125,72	7,89	162,71	44,87	4,58
70,00	15,00	0,26	0,26	146,68	2,04	42,11	-102,52	-10,46
70,00	30,00	0,52	0,50	146,68	3,94	81,36	-61,38	-6,26
70,00	45,00	0,79	0,71	146,68	5,58	115,05	-26,05	-2,66
70,00	60,00	1,05	0,87	146,68	6,83	140,91	1,06	0,11
70,00	90,00	1,57	1,00	146,68	7,89	162,71	23,92	2,44
80,00	15,00	0,26	0,26	167,63	2,04	42,11	-123,48	-12,60
80,00	30,00	0,52	0,50	167,63	3,94	81,36	-82,33	-8,40
80,00	45,00	0,79	0,71	167,63	5,58	115,05	-47,00	-4,80
80,00	60,00	1,05	0,87	167,63	6,83	140,91	-19,89	-2,03
80,00	90,00	1,57	1,00	167,63	7,89	162,71	2,97	0,30

(Fuente: Autores).

Análisis: El torque del servomotor está dentro de los valores del torque nominal.

5.1.6. Análisis de tensión en el Cuádriceps

La figura 204, muestra el análisis de cargas que se aplican en la pierna de una persona.

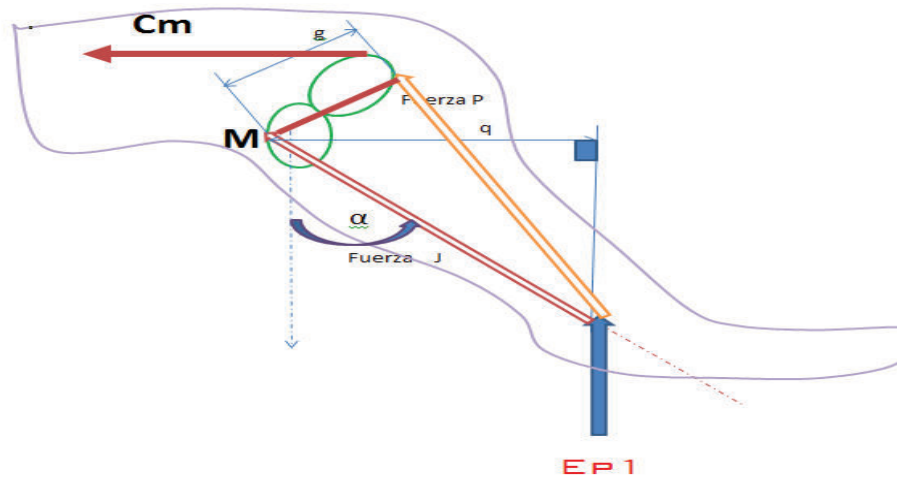


Figura 204. Análisis de tensión del Cuádriceps.

(Fuente: Autores).

- Ep1= Empuje de una pierna
- P= Fuerza del tendón rotuliano
- J= Fuerza de reacción articular
- Cm= Contracción muscular de cuádriceps

Long.Pierna Long. pierna (mm), percentil 50%

q= Long. Pierna * Sen a

g= 10,4 +/- 1,7

Sumatoria de momentos en M

$$\sum MM= 0$$

$$Ep*q = P*g$$

$$P = Ep1* q / g$$

En la tabla 39 se presentan resultados alcanzados:

Tabla 39. Cálculo de tensión de cuádriceps

TORQUE 10 Nm									
Long. Pierna	α°	α (rad)	$\text{Sen}\alpha$	q=	$\frac{Ep1}{Ep2}$	$Ep1*q$	g(mm)	$\frac{P=Ep*q}{P=cm}$	Cm (N)
459,70	15,00	0,26	0,26	118,98	1,18	140,83	12,10	11,64	114,06
459,70	30,00	0,52	0,50	229,85	3,28	754,57	12,10	62,36	611,14
459,70	45,00	0,79	0,71	325,06	5,09	1653,09	12,10	136,62	1338,86
459,70	60,00	1,05	0,87	398,11	6,47	2575,28	12,10	212,83	2085,77
459,70	90,00	1,57	1,00	459,70	7,63	3509,73	12,10	290,06	2842,59
TORQUE 40 Nm									
Long. Pierna	α°	α (rad)	$\text{Sen}\alpha$	q=	$\frac{Ep1}{Ep2}$	$Ep1*q$	g(mm)	$\frac{P=Ep*q}{P=cm}$	Cm (N)
459,70	15,00	0,26	0,26	118,98	-2,02	-240,76	12,10	-19,90	-195,00
459,70	30,00	0,52	0,50	229,85	0,08	17,39	12,10	1,44	14,09
459,70	45,00	0,79	0,71	325,06	1,88	610,56	12,10	50,46	494,50
459,70	60,00	1,05	0,87	398,11	3,26	1298,45	12,10	107,31	1051,64
459,70	90,00	1,57	1,00	459,70	4,43	2035,37	12,10	168,21	1648,48
TORQUE 50 Nm									
Long. Pierna	α°	α (rad)	$\text{Sen}\alpha$	q=	$\frac{Ep1}{Ep2}$	$Ep1*q$	g(mm)	$\frac{P=Ep*q}{P=cm}$	Cm (N)
459,70	15,00	0,26	0,26	118,979	-3,09	-367,9583	12,10	-30,4097764	-298,02
459,70	30,00	0,52	0,50	229,85	-0,99	-228,3344	12,10	-18,8706097	-184,93
459,70	45,00	0,79	0,71	325,058	0,81	263,0477	12,10	21,7394818	213,05
459,70	60,00	1,05	0,87	398,112	2,19	872,8396	12,10	72,1355044	706,93
459,70	90,00	1,57	1,00	459,7	3,36	1543,919	12,10	127,596587	1250,45
TORQUE 60 Nm									
Long. Pierna	α°	α (rad)	$\text{Sen}\alpha$	q=	$\frac{Ep1}{Ep2}$	$Ep1*q$	g(mm)	$\frac{P=Ep*q}{P=cm}$	Cm (N)
459,70	15,00	0,26	0,26	118,979	-4,16	-495,1559	12,10	-40,9219724	-401,04
459,70	30,00	0,52	0,50	229,85	-2,06	-474,0612	12,10	-39,1786095	-383,95
459,70	45,00	0,79	0,71	325,058	-0,26	-84,46234	12,10	-6,98035878	-68,41
459,70	60,00	1,05	0,87	398,112	1,12	447,2286	12,10	36,9610418	362,22
459,70	90,00	1,57	1,00	459,7	2,29	1052,466	12,10	86,980674	852,41

(Fuente: Autores).

La tensión máxima que soporta el músculo cuádriceps es de 2842,59N con un torque de 10 Nm, a los 90°, es decir cuando la pierna está completamente extendida; este valor de tensión muscular es considerado como normal, ya que para una contracción voluntaria muscular de cuádriceps (máxima) es de 2000 N hasta 8000N. (Escanilla, 2014)

5.2. Validación de la Hipótesis

5.2.1. Hipótesis del proyecto

La hipótesis del proyecto, es la siguiente:

“El Banco de Cuádriceps Automático (BCA) permitirá configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla recomendado por el especialista”.

Variable Independiente: Banco de cuádriceps automático.

Variable Dependiente: Configuración de un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla recomendado por el especialista.

Para validar la hipótesis se toma como referencia una publicación realizada por (García Bermeo, 2016); para lo cual se realizará un estudio de tipo descriptiva porque se va a recolectar datos sobre el diseño y funcionalidad del BCA. La hipótesis planteada busca evaluar la viabilidad y flexibilidad del uso de la máquina para el proceso de rehabilitación; a través de la implementación de un sistema automático, con menú de rehabilitación - recomendado por fisioterapeutas - que permita configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada en términos de series, repeticiones, tiempos de ejecución; de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla.

A través de encuestas los médicos especialistas de la provincia de Cotopaxi, se trata de verificar que la máquina diseñada y construida puede ejecutar un conjunto de ejercicios en forma exacta y controlada, mejorando la eficiencia en el proceso de recuperación del paciente.

Datos de referencia:

5.2.1.1. Modalidad de encuesta

Es una encuesta personal de evaluación, que consiste en obtener del médico especialista una respuesta jerarquizada subjetiva sobre las distintas escalas numéricas que se indican en la pregunta. En esta modalidad se destaca el papel que desempeña el encuestador al orientar al encuestado, lo cual define la calidad de los resultados.

Ventajas:

- Elevado índice de respuestas.
- Facilidad de cooperación de las personas entrevistadas debido a la presencia del encuestador, a la vez que permite resolver dudas.
- Evita influencia de otras personas.
- Puede mostrarse materiales, como es el caso del Banco Automático de Cuádriceps.
- Puede obtenerse datos secundarios.

Desventajas:

- El entrevistador puede ejercer influencia.
- Disponibilidad de tiempo de médicos especialistas para realizar visita de campo al lugar donde se encuentra el BCA.

5.2.1.2. Selección del área o ámbito de estudio

- Espacio: Administradores o Médicos especialistas de Centros de Fisioterapia de la provincia de Cotopaxi.
- Tiempo: Lapso de un mes

5.2.1.3. Población

El universo de esta investigación está conformada por Centros de Fisioterapia de la Provincia de Cotopaxi.

5.2.1.4. Diseño muestral

Comprende todos los Centros de Fisioterapia y Rehabilitación, que operan en la provincia de Cotopaxi; tabla 40.

Tabla 40. Centros de fisioterapia y rehabilitación de la Provincia de Cotopaxi.

No.	Nombre	Administrador	Referencia
1	Fisioterapia y rehabilitación deportiva	Diego Calles	Nelson Fuentala (2016, Febrero 04). "La fisioterapia y rehabilitación deportiva está en Latacunga". Diario La Gaceta. Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección: http://www.lagaceta.com.ec/index.php?option=com_content&view=article&id=39804:la-fisioterapia-y-rehabilitacion-deportiva-esta-en-latacunga&catid=83&Itemid=160&lang=es
2	Centro de fisioterapia	Patronato de Amparo Social Niño de Isinche de Pujilí.	Al día On Line (2015, Noviembre 05). "Patronato Niño De Isinche de Pujilí reapertura Centro de Fisioterapia". Editor Al día On Line. Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección: http://aldiaonline.com/?p=42678
3	FisioSanté	FisioSanté Tic Comunicaciones Previa Cita Latacunga	FisioSanté. (n.d.). Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección http://www.tuugo.ec/Companies/fisiosant%C3%A9_4/12600038175
4	FUNESAMI	Fundación de Rehabilitación de Niños Especiales de San Miguel de Salcedo	Lucero Taguada, Sara Gabriela. (2013). "Hidrokinestoterapia en la discapacidad motora de origen cerebral (parálisis cerebral infantil) en niños de 3 a 8 años que asisten a la fundación de rehabilitación de niños especiales de san miguel de salcedo" FUNESAMI, en el periodo marzo – agosto 2012. Requisito Previo para el Título de Licenciada en Terapia Física. Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ciencias de la Salud Carrera de Terapia Física.

5	Área de fisioterapia y centro de terapia intensiva	Hospital del IESS - Cotopaxi	Cotopaxi Noticias. (2013, Enero 07). "Hospital del IESS implementará en 2013 área de fisioterapia y centro de terapia intensiva". Cotopaxi Noticias. Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección http://www.cotopaxinoticias.com/seccion.aspx?sid=29&nid=10397
6	Área de fisioterapia	Centro de salud de Lasso	Diario EL TELÉGRAFO (2014, Agosto 03). "El centro de salud de Lasso, en Cotopaxi, atiende a 400 pacientes al día". Diario EL TELÉGRAFO. Obtenido el 03 de enero del 2017 desde la dirección: http://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/salud/38/el-centro-de-salud-de-lasso-en-cotopaxi-atiende-a-400-pacientes-al-dia . www.eltelegrafo.com.ec
7	Servicio en fisioterapia y rehabilitación	Patronato Provincial de Cotopaxi	Diario la Gaceta (2016, Agosto 08). "Patronato Provincial oferta el servicio en fisioterapia y rehabilitación". Diario La Gaceta. Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección http://www.lagaceta.com.ec/index.php?option=com_content&view=article&id=44436:patronato-provincial-oferta-el-servicio-en-fisioterapia-y-rehabilitacion&catid=68&Itemid=104&lang=es
8	Centro de Fisioterapia y Rehabilitación "Cur-Arte"	Cur-Arte Latacunga	Cur-Arte. (n.d.). Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección https://horarios.ec/0324086/Centro_de_Fisioterapia_y_Rehabilitaci%C3%B3n_
9	Centro de Terapia Física y Rehabilitación	Centro de Terapia Física y Rehabilitación Latacunga	Terapia Física y Rehabilitación. (n.d.). Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección https://horarios.ec/041170/Terapia_Fisica_Y_Rehabilitacion_Latacunga

10	Victoria Spa y Fisioterapia	Victoria Spa y Fisioterapia Latacunga	Victoria Spa y Fisioterapia. (n.d.). Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección https://horarios.ec/013772/Victoria_Spa_y_Fisioterapia
11	Centro de Rehabilitación San Antonio	Centro de Rehabilitación San Antonio Salcedo	Centro de Rehabilitación San Antonio. (n.d.). Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección https://es-la.facebook.com/centroderehabilitacion.sanantonio.5
12	Servicio en fisioterapia y rehabilitación	Patronato Municipal de Latacunga	“Fisioterapeuta para personas con discapacidad (Patronato Municipal del cantón Latacunga)”. Obtenido el 20 de septiembre del 2016, desde la dirección http://radioutc.com/fisioterapeuta-para-personas-con-discapacidad-patronato-municipal-del-canton-latacunga/

(Fuente: Autores).

5.2.1.5. Criterios de inclusión y de exclusión

Comprende los criterios para incluir o excluir un Centro de Fisioterapia y Rehabilitación; tabla 41.

Tabla 41. Criterios de inclusión y exclusión de Centros de Rehabilitación

Características incluyentes	Características excluyentes
Centros de Fisioterapia ubicados en la provincia de Cotopaxi; Cantones de Latacunga, Salcedo, Pujilí, Saquisilí.	Centros de Fisioterapia no radicadas en la provincia de Cotopaxi.
Centros de Fisioterapia con fines de rehabilitación.	Centros de Fisioterapia con fines estéticos.
Centros de Fisioterapia legalmente constituidos.	Centros de Fisioterapia ilegales.
Centros de Fisioterapia que colaboren con instituciones gubernamentales.	Centros de Fisioterapia, auspiciadas por Fundaciones / ONG's extranjeras.

(Fuente: Autores).

De la tabla anterior, se determina que existen 8 Centros de Fisioterapia y Rehabilitación que cumplen con las características para realizar la encuesta.

5.2.1.6. Descripción de la intervención y procedimientos para la recolección de información.

Intervención: Se realizará un conjunto de preguntas referentes al tema a tratar; en este caso, si el Banco de Cuádriceps Automático (BCA) permitirá configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada.

El cuestionario contiene 08 preguntas, con una escala de valoración de Insatisfecho [1] a Satisfecho [5].

Procedimiento para la recolección de información: Visita del médico especialista al lugar donde se encuentra ubicado el Banco de Cuádriceps Automático (BCA). Exposición de la funcionalidad del BCA por los autores del proyecto. Conjunto de Preguntas/Aclaraciones/Respuestas. Completar la encuesta.

5.2.1.7. Tablas y gráficos de la encuesta

Una vez realizada las encuestas a los médicos especialistas, se procede a tabular la información.

Se analizará e interpretará los resultados de todas las preguntas cuyas opciones de respuesta alcancen los valores más altos.

1. Está interesado en trabajar con un equipo de rehabilitación automática, como es el caso del BCA?

Tabla 42. Interés de trabajar con BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de interés										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Tecnología aplicada	5	35,71	3	23,08	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Calidad del servicio	3	21,43	4	30,77	1	50,00	0	0,00	0	0,00	8
Exactitud de las rutinas/series	5	35,71	3	23,08	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Precio	1	7,14	3	23,08	1	50,00	1	0,00	0	0,00	6
TOTAL	14	100	13	100	2	100	1	0,00	0	0,00	30
	46,67 %		43,33 %		6,67 %		3,33 %		0,00 %		100,00 %

[5]: Muy interesado, [4]: Interesado, [3]: Medio interesado, [2]: Poco interesado [1]: Nada interesado. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%]

(Fuente: Autores).

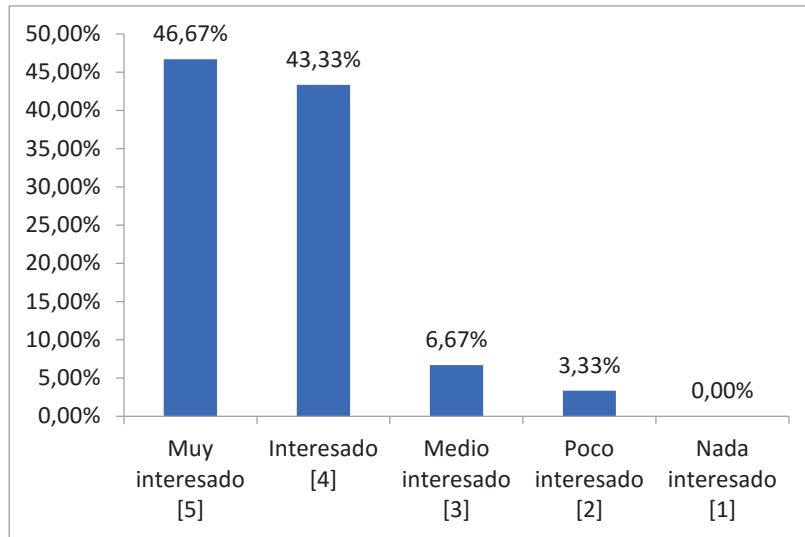


Figura 205. Interés de trabajar con BCA.

(Fuente: Autores).

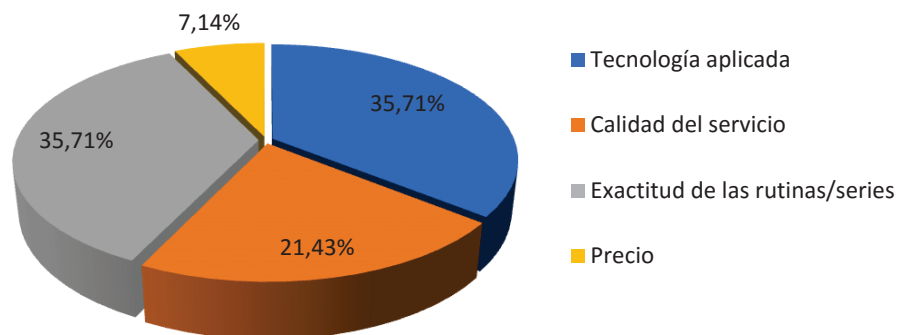


Figura 206. Resultados caso muy interesado en trabajar con BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

De acuerdo a la tabla 42 y figura 205; el 46,67% de los médicos especialistas encuestados están muy interesados (**calificación 5**) en trabajar con el equipo de rehabilitación automática (BCA). De este porcentaje, el 35,71%; figura 206, manifiestan interés por la tecnología aplicada y la exactitud de las rutinas/series que ejecuta el equipo.

En conclusión, los médicos especialistas están muy interesados en el equipo BCA, por la tecnología de los dispositivos que forman la máquina y por la exactitud de las rutinas/series que se puede ejecutar.

2. ¿Se incrementará la demanda potencial estimada por el uso del BCA en rehabilitación física?

Tabla 43. Incremento de demanda por uso de BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de Demanda										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Rehabilitación más rápida	2	18,18	3	20,00	3	75,00	0	0,00	0	0,00	8
Equipo médico para rehabilitación posterior a cirugías de rodilla	2	18,18	3	20,00	1	25,00	0	0,00	1	100,00	7
Rehabilitación de rodilla Izquierda y/o Derecha.	4	36,36	4	26,67	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Cómodo y seguro	3	27,27	5	33,33	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
TOTAL	11	100	15	100	4	100	0	0,00	1	100	31
	35,48 %		48,39 %		12,90 %		0,00 %		3,23 %		100,00 %

[5]: Mucha demanda, [4]: Demanda normal, [3]: Media demanda, [2]: Poca demanda [1]: Mínima demanda. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%]

(Fuente: Autores).

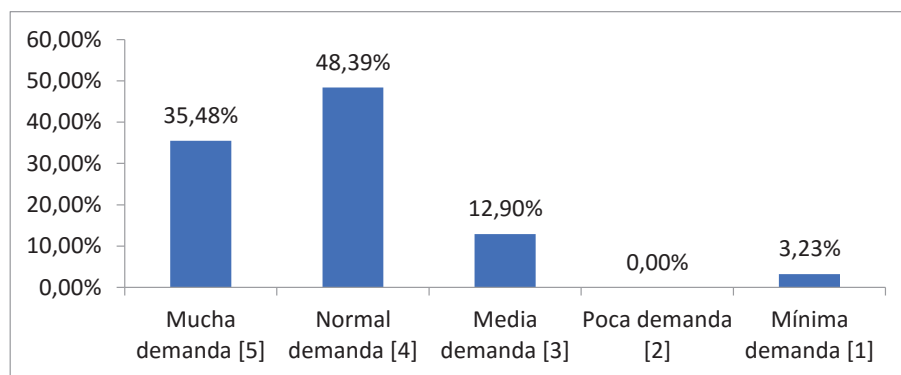


Figura 207. Incremento de demanda por uso de BCA.

(Fuente: Autores).

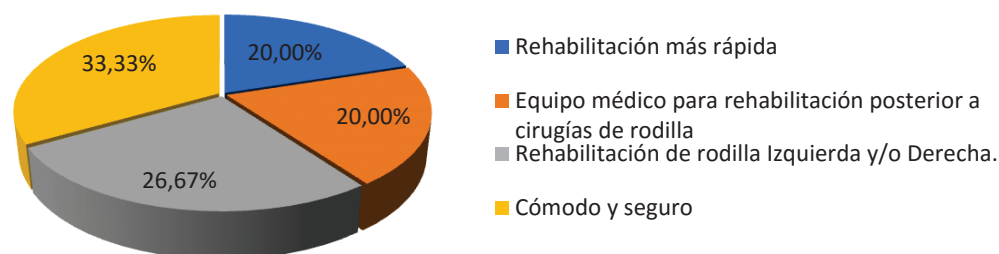


Figura 208. Resultados caso demanda normal por uso de BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

En base a la tabla 43 y figura 207; el 48,39% de los especialistas opinan que existirá una demanda normal por el uso del equipo de rehabilitación automática (**calificación 4**). De este porcentaje el 33,33%, figura 208, opina que existirá esta demanda por ser un equipo cómodo y seguro.

En conclusión, los especialistas opinan que existirá una demanda normal por el uso del BCA, por ser un equipo cómodo y seguro.

- Los objetivos del BCA, como cualquier otra máquina de rehabilitación de rodilla, son los mismos. Exprese su opinión sobre potencialidad y cumplimiento de objetivos del BCA.

Tabla 44. Potencialidad y cumplimiento de objetivos del BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de satisfacción										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Restablecer la movilidad de la rodilla	2	25,00	5	41,67	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
Recuperar el tono y la fuerza muscular	3	37,50	4	33,33	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
Reincorporación a la actividad habitual.	3	37,50	3	25,00	1	33,33	1	0,00	0	0,00	8
TOTAL	8	100,00	12	100,00	3	100,00	1	0,00	0	0,00	24
	33,33 %		50,00 %		12,50 %		4,17 %		0,00 %		100,00 %

[5]: Satisfecho, [4]: Regularmente satisfecho, [3]: Medio satisfecho, [2]: Poco satisfecho

[1]: Insatisfecho. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%]

(Fuente: Autores).

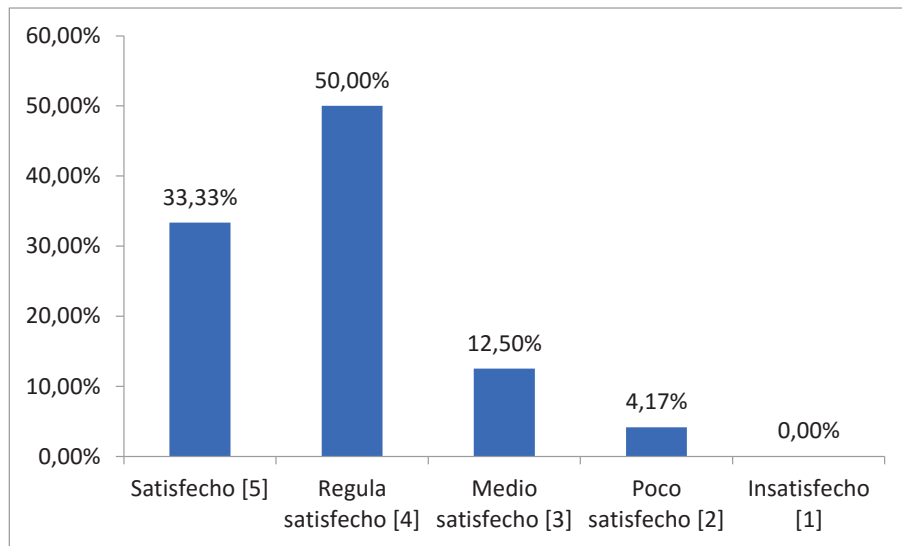


Figura 209. Potencialidad y cumplimiento de objetivos del BCA.

(Fuente: Autores).

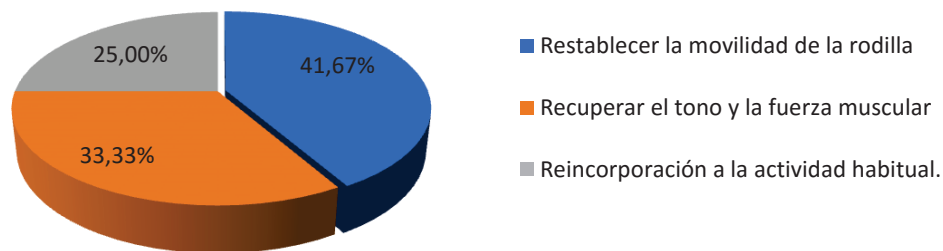


Figura 210. Resultados caso regularmente satisfactorio en cumplimiento de objetivos del BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

En referencia a la tabla 44 y figura 209; el 50,00% de los médicos especialistas opina que el equipo de rehabilitación automática (BCA) cumple con los objetivos en forma regularmente satisfactoria (**calificación 4**). De este porcentaje, el 41,67%; figura 210, de los especialistas opinan que la máquina cumple con sus objetivos con respecto a restablecer la movilidad de la rodilla.

Conclusión, los especialistas opinan que el Banco de Cuádriceps Automático (BCA) cumple de forma regularmente satisfactoria con los objetivos de una máquina de rehabilitación; en lo relativo a restablecer la movilidad de la rodilla.

4. Exprese su opinión sobre los tipos de terapia de rodilla que puede realizar el BCA.

Tabla 45. Tipos de terapia que puede realizar el BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de satisfacción										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Flexión	7	31,82	0	0,00	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
Extensión	6	27,27	2	33,33	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Velocidad	3	13,64	3	50,00	1	33,33	1	100,00	0	0,00	8
Fuerza	6	27,27	1	16,67	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
TOTAL	22	100,00	6	100,00	3	100,00	1	100,00	0	0,00	32
	68,75 %		18,75 %		9,38 %		3,13 %		0,00 %		100,00 %

[5]: Satisfecho, [4]: Regularmente satisfecho, [3]: Medio satisfecho, [2]: Poco satisfecho

[1]: Insatisfecho. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%]

(Fuente: Autores).

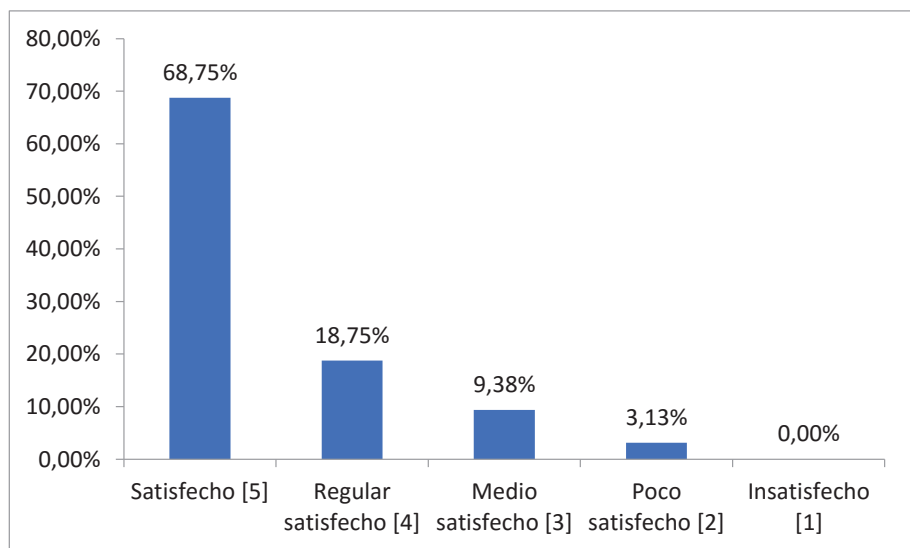


Figura 211. Tipos de terapia que puede realizar el BCA.

(Fuente: Autores).

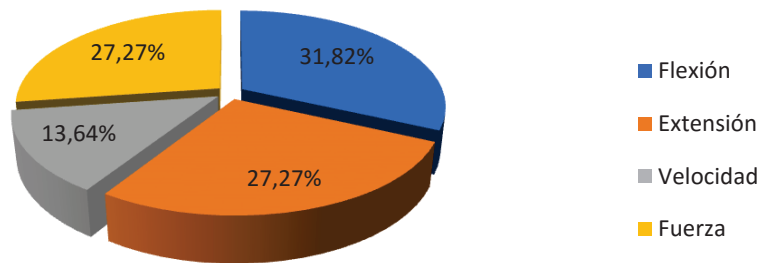


Figura 212. Resultados caso satisfactorio en tipos de terapia del BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

Según la tabla 45 y figura 211; el 68,75% de los médicos especialistas encuestados opinan que el equipo de rehabilitación automática (BCA) puede ejecutar diferentes tipos de terapia de rodilla, de forma satisfactoria (**calificación 5**). De acuerdo a la figura 212, el 31,82% de los especialistas indicados opina que la máquina de rehabilitación puede realizar terapia de flexión de rodilla.

Conclusión, los especialistas opinan que el equipo de rehabilitación automática (BCA) puede ejecutar diferentes tipos de terapia de rodilla, de forma satisfactoria; específicamente en la terapia de flexión de rodilla.

5. El BCA está diseñado para soportar un paciente de talla promedio de la población ecuatoriana y para ejecutar movimientos en un rango de valores específicos.

Cuál es su opinión sobre las especificaciones técnicas del BCA:

Tabla 46. Opinión sobre las especificaciones técnicas del BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de Opinión										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Rango de Flexión - Extensión	4	18,18	3	14,29	1	25,00	0	0,00	0	0,00	8
Rango de Velocidad	3	13,64	2	9,52	2	50,00	1	100,00	0	0,00	8
Niveles continuos de Fuerza	4	18,18	4	19,05	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Pausa en repeticiones/series	4	18,18	4	19,05	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Dimensiones de BCA/Talla paciente	4	18,18	4	19,05	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Peso que soporta	3	13,64	4	19,05	1	25,00	0	0,00	0	0,00	8
TOTAL	22	100,00	21	100,00	4	100,00	1	100,00	0	0,00	48
	45,83 %		43,75 %		8,33 %		2,08 %		0,00 %		100,00 %

[5]: Adecuado, [4]: Regularmente adecuado, [3]: Medio adecuado, [2]: Poco adecuado

[1]: Inadecuado. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%]

(Fuente: Autores).

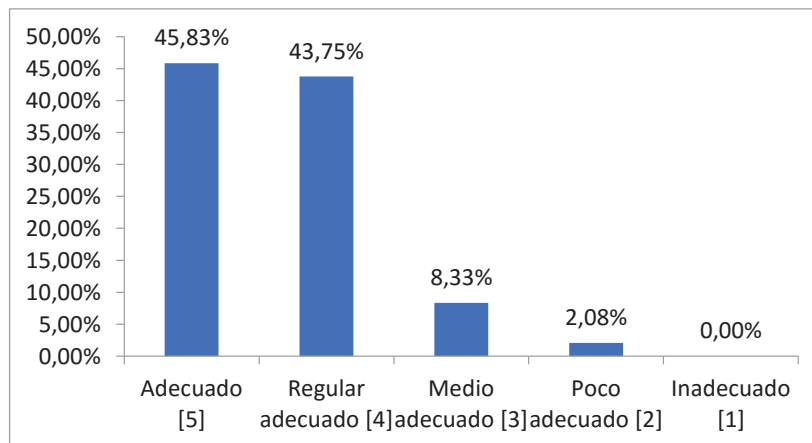


Figura 213. Opinión sobre las especificaciones técnicas del BCA.

(Fuente: Autores).

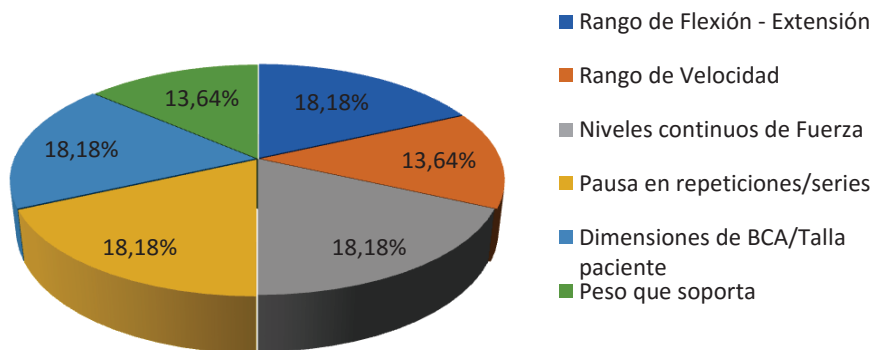


Figura 214. Resultados caso adecuado sobre especificaciones técnicas del BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

En base a la tabla 46 y figura 213; el 45,83% de los médicos especialistas opinan que las especificaciones técnicas del BCA: Rango de Flexión – Extensión, rango de velocidad, niveles continuos de fuerza, pausa en repeticiones/series, dimensiones de BCA/Talla paciente, peso que soporta, son adecuadas (**calificación 5**). De este porcentaje, de acuerdo a la figura 214, el 18,88% considera adecuado los rangos de flexión – extensión, los niveles continuos de fuerza, las pausa en repeticiones/series, las dimensiones de BCA/Talla paciente.

En conclusión, los especialistas consideran como adecuadas las especificaciones técnicas del equipo de rehabilitación automática (BCA), en lo que se refiere a rango de flexión – extensión, niveles continuos de fuerza, pausa en repeticiones/series, dimensiones de BCA/Talla paciente.

6. El BCA dispone de un panel de operador a través del cual se ingresa información del paciente y la operación de la máquina, así como también se observa resultados obtenidos.

Cuál es su opinión sobre las opciones del panel de operador:

Tabla 47. Opinión sobre opciones de panel de operador del BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de Opinión										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Ingreso de datos del paciente	6	28,57	2	25,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Modos de operación	5	23,81	3	37,50	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Visualización de resultados	6	28,57	1	12,50	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
Almacenamiento de información del paciente	4	19,05	2	25,00	2	66,67	0	0,00	0	0,00	8
TOTAL	21	100,00	8	100,00	3	100,00	0	0,00	0	0,00	32
	65,63 %		25,00 %		9,38 %		0,00 %		0,00 %		100,00 %

[5]: Adecuado, [4]: Regularmente adecuado, [3]: Medio adecuado, [2]: Poco adecuado

[1]: Inadecuado. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%].

(Fuente: Autores).

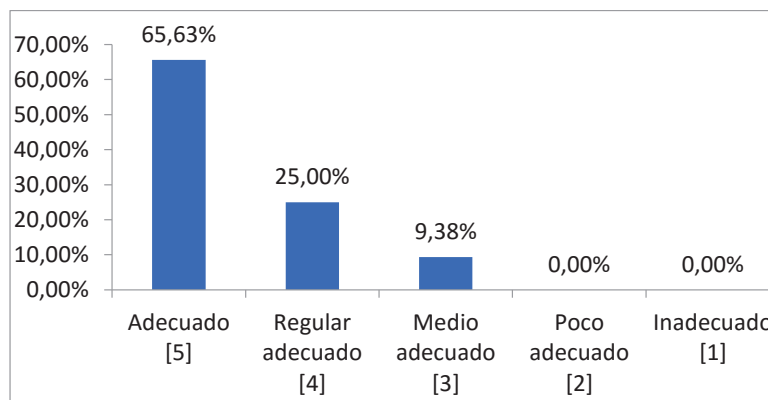


Figura 215. Opinión sobre opciones de panel de operador del BCA.

(Fuente: Autores).

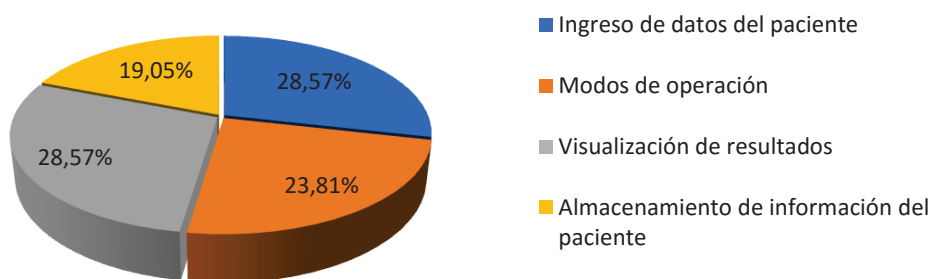


Figura 216. Resultados caso adecuado sobre opciones de panel operador del BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

Analizando la tabla 47 y figura 215; el 65,63% de los médicos especialistas encuestados opinan que son adecuadas (**calificación 5**) las opciones del panel de operador para: ingreso de información del paciente, operación de la máquina y visualización resultados obtenidos de los sensores EMG. De este porcentaje, el 28,57%; figura 216, considera adecuado para el ingreso de datos de paciente y la visualización de resultados de los sensores EMG.

En conclusión, los especialistas consideran como adecuadas las diferentes opciones que presenta el panel de operador (HMI) para ingreso de información, operación de la máquina y visualización resultados, específicamente en las opciones para el ingreso de datos de paciente y la visualización de resultados obtenidos de los sensores EMG.

7. ¿En general, en el BCA se puede configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla?

Evalúe su grado de satisfacción:

Tabla 48. Opinión sobre configuración de ejercicios en BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de Satisfacción										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Diseño mecánico	6	16,22	2	12,50	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Facilidad de configuración de modos de operación	5	13,51	3	18,75	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Resultados obtenidos	6	16,22	1	6,25	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
Niveles continuos de fuerza	5	13,51	2	12,50	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
Pausa entre repeticiones/series	5	13,51	2	12,50	1	33,33	0	0,00	0	0,00	8
Dimensiones de BCA/Talla paciente	5	13,51	3	18,75	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
Peso que soporta	5	13,51	3	18,75	0	0,00	0	0,00	0	0,00	8
TOTAL	37	100,00	16	100,00	3	100,00	0	0,00	0	0,00	56
	66,07 %		28,57 %		5,36 %		0,00 %		0,00 %		100,00 %

[5]: Satisfecho, [4]: Regularmente satisfecho, [3]: Medio satisfecho, [2]: Poco satisfecho

[1]: Insatisfecho. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%]

(Fuente: Autores).

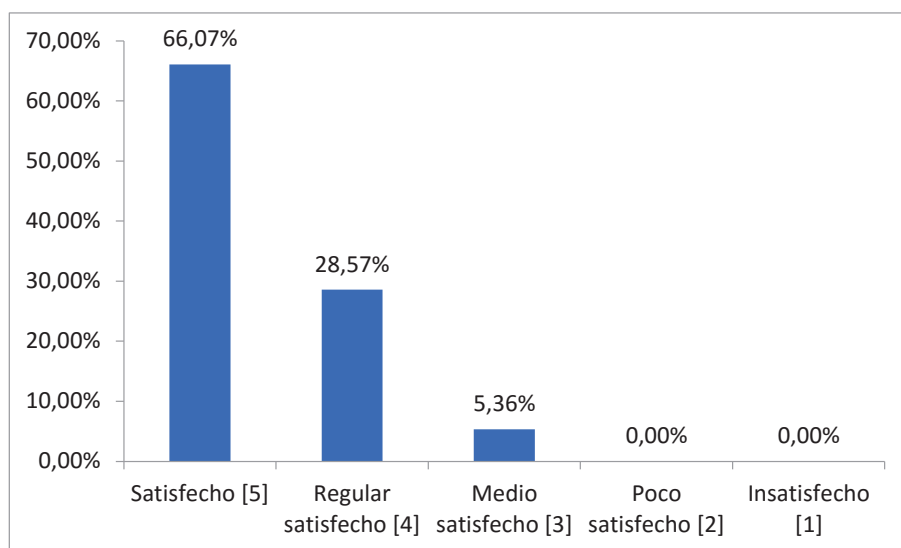


Figura 217. Opinión sobre configuración de ejercicios en BCA.

(Fuente: Autores).

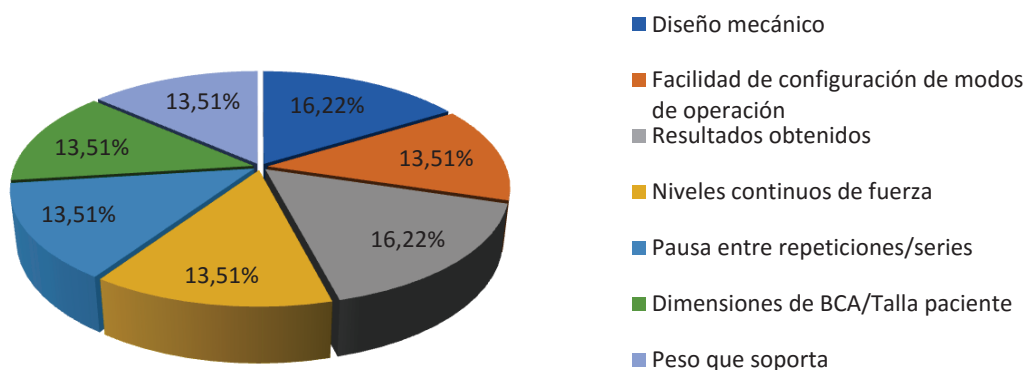


Figura 218. Resultados caso satisfactorio sobre configuración de ejercicios en BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

Según la tabla 48 y figura 217; el 66,07% de los médicos especialistas encuestados opinan como satisfactorios (**calificación 5**) los diferentes parámetros diseñados e implementados en el BCA (Diseño mecánico, facilidad de configuración de modos de operación, resultados obtenidos, niveles continuos de fuerza, pausa entre repeticiones/series, dimensiones de BCA/Talla paciente, peso que soporta); tal que permiten configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla. De este porcentaje, el 16,22%; figura 218,

considera satisfactorio el diseño mecánico y los resultados obtenidos de los sensores EMG implementados.

En conclusión, los médicos especialistas consideran como satisfactorios los diferentes parámetros diseñados e implementados en el BCA. Dada la diferencia mínima en la evaluación (16,22% y 13,51%) entre uno y otro nivel de satisfacción, se considera satisfactorio los siguientes parámetros de diseño: Diseño mecánico, facilidad de configuración de modos de operación, resultados obtenidos, niveles continuos de fuerza, pausa entre repeticiones/series, dimensiones de BCA/Talla paciente, peso que soporta.

8. El BCA puede ofrecer muchos beneficios a los pacientes que lo llegan a utilizar. Cuál es su opinión sobre los beneficios del BCA.

Tabla 49. Opinión sobre beneficios del BCA.

Opciones de Respuesta	Nivel de Opinión										TOTAL
	[5]		[4]		[3]		[2]		[1]		
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	
Aumenta el rango de movimiento y evita la rigidez de la rodilla	6	50,00	1	8,33	1	25,00	0	0,00	0	0,00	8
Ayuda a controlar la inflamación de la zona afectada.	1	8,33	4	33,33	2	50,00	1	25,00	0	0,00	8
Disminuye y ayuda al mejor manejo del dolor	2	16,67	3	25,00	1	25,00	2	50,00	0	0,00	8
Se logra una curación/recuperación más rápida.	3	25,00	4	33,33		0,00	1	25,00	0	0,00	8
TOTAL	12	100,00	12	100,00	4	100,00	4	100,00	0	0,00	32
	37,50 %		37,50 %		12,50 %		12,50 %		0,00 %		100,00 %

[5]: Satisfecho, [4]: Regularmente satisfecho, [3]: Medio satisfecho, [2]: Poco satisfecho

[1]: Insatisfecho. F: Frecuencia, P: Porcentaje [%]

(Fuente: Autores).

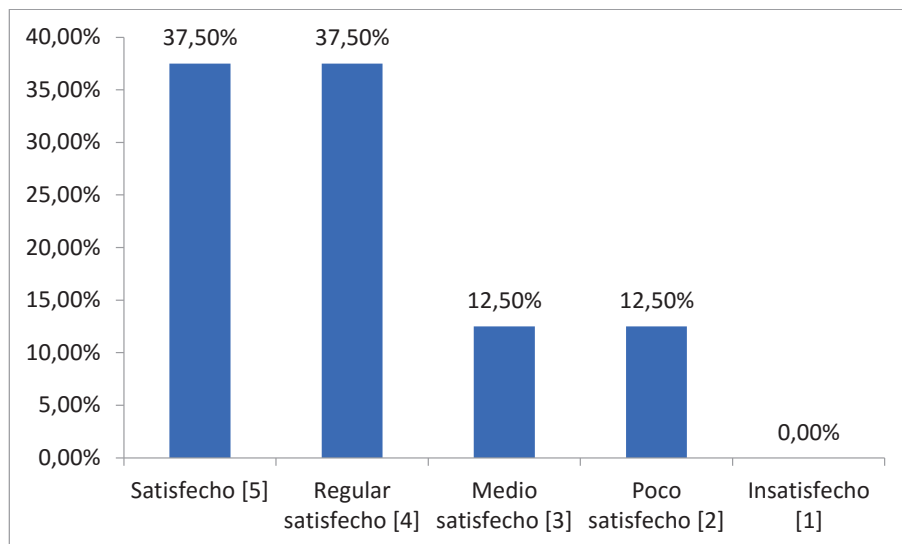


Figura 219. Opinión sobre sobre beneficios del BCA.

(Fuente: Autores).

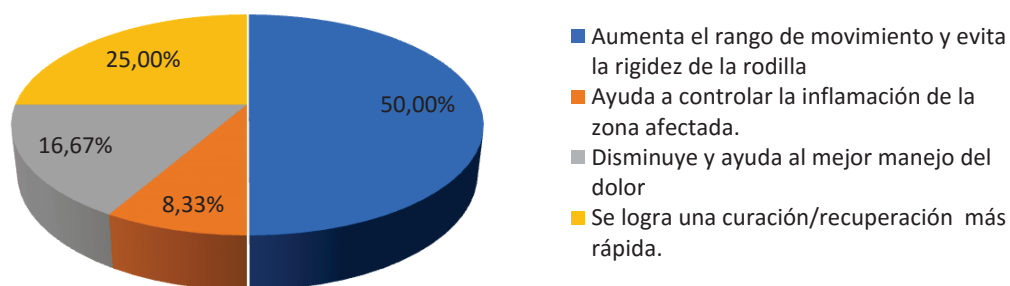


Figura 220. Resultados caso satisfactorio sobre sobre beneficios del BCA.

(Fuente: Autores).

Análisis e interpretación

Tomando la información de la tabla 49 y figura 219; el 37,50% de los médicos especialistas encuestados opinan como satisfactorios (**calificación 5**) los beneficios que obtendrían los pacientes que harían uso del BCA, tales como: aumenta el rango de movimiento y evita la rigidez de la rodilla, ayuda a controlar la inflamación de la zona afectada, disminuye y ayuda al mejor manejo del dolor, se logra una curación/recuperación más rápida. De este porcentaje, el 50,00%; figura 220, considera un beneficio el aumento del rango de movimiento y evita la rigidez de la rodilla.

En conclusión, los médicos especialistas consideran como satisfactorios los beneficios que obtendrían los pacientes que harán uso del BCA; especialmente por el beneficio del aumento del rango de movimiento y el impedimento de la rigidez de la rodilla.

5.3. Validación de la Hipótesis

La hipótesis planteada en este proyecto, consiste en determinar que “El Banco de Cuádriceps Automático (BCA) permitirá configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla recomendado por el especialista”.

La hipótesis se valida en base a los resultados obtenidos en la evaluación de las encuestas sobre el diseño e implementación del Banco de Cuádriceps Automático (BCA), realizada a médicos especialistas.

Resumen de los resultados obtenidos:

Pregunta 1. Están muy interesados en el equipo, por la tecnología de los dispositivos que forman la máquina y por la exactitud de las rutinas/series que se puede ejecutar.

Pregunta 2. La demanda en la utilización del BCA será normal, por ser un equipo cómodo y seguro.

Pregunta 3. Los objetivos de la máquina se cumplen de forma regularmente satisfactoria; en lo relativo a restablecer la movilidad de la rodilla.

Pregunta 4. Puede ejecutar de forma satisfactoria diferentes tipos de terapia de rodilla; específicamente en la terapia de flexión de rodilla.

Pregunta 5. Las especificaciones técnicas del equipo son adecuadas, en el rango de flexión – extensión, niveles continuos de fuerza, pausa en repeticiones/series, dimensiones de BCA/Talla paciente.

Pregunta 6. Las diferentes opciones que presenta el panel de operador (HMI) son adecuadas para ingreso de información, operación de la máquina y visualización resultados; particularmente en lo relacionado a las opciones para el ingreso de datos de paciente y visualización de resultados obtenidos de los sensores EMG.

Pregunta 7. Los diferentes parámetros diseñados e implementados en el BCA, tales como: diseño mecánico, facilidad de configuración de modos de operación, resultados obtenidos, niveles continuos de fuerza, pausa entre repeticiones/series, dimensiones de BCA/Talla paciente, peso que soporta; son satisfactorios.

Pregunta 8. Los beneficios que obtendrían los pacientes que harán uso del BCA son satisfactorios; por el aumento del rango de movimiento y el impedimento de la rigidez de la rodilla.

En la tabla 50 se presenta la valoración más alta de cada pregunta.

Tabla 50. Valoración más alta de preguntas.

No. Pregunta	Valoración más alta	Porcentaje Puntaje 5	Porcentaje Puntaje 4
Pregunta 1	5	75%	25%
Pregunta 2	4		
Pregunta 3	4		
Pregunta 4	5		
Pregunta 5	5		
Pregunta 6	5		
Pregunta 7	5		
Pregunta 8	5		

(Fuente: Autores).

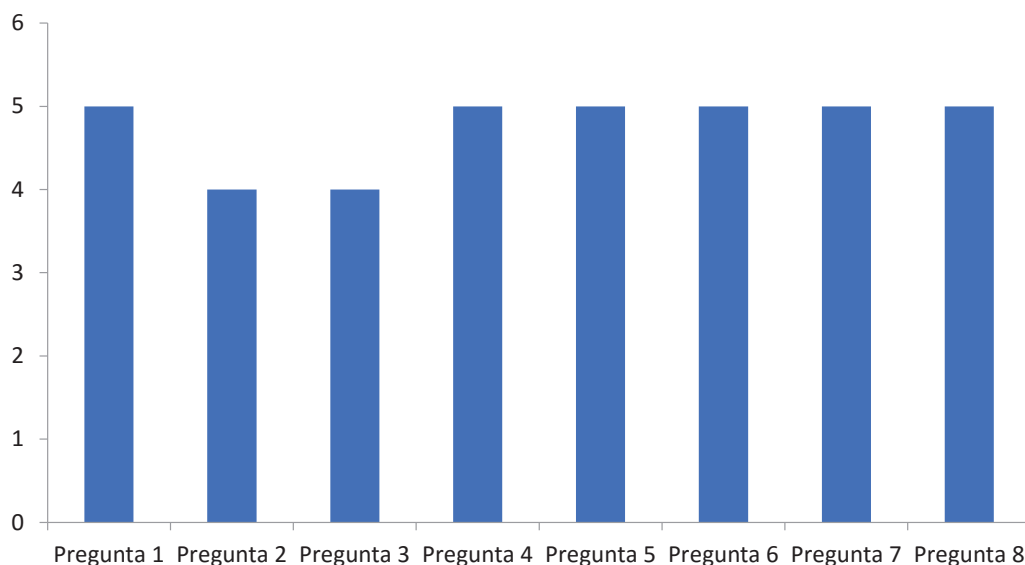


Figura 221. Valoración más alta de preguntas.

(Fuente: Autores).

Tomando la información de la tabla 50 y figura 221; y considerando que se definió una escala de valoración de 1 (Insatisfecho) a 5 (Satisfecho); el **75%** de las preguntas realizadas a los médicos especialistas alcanzaron el valor máximo [5], el **25%** obtuvieron un valor de [4]; parámetro que permite determinar que los criterios de diseño e implementación del Banco de Cuádriceps Automático (BCA), es altamente satisfactorio/adeecuado.

Con estos resultados, se valida la hipótesis:

“El Banco de Cuádriceps Automático (BCA) permitirá configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada, de acuerdo al procedimiento de rehabilitación de rodilla recomendado por el especialista”.

Se logra evaluar la viabilidad y flexibilidad del uso de la máquina para el proceso de rehabilitación; un sistema automático, con menú de rehabilitación - recomendado por fisioterapeutas - que permite configurar un conjunto de ejercicios en forma controlada en términos de series, repeticiones, tiempos de ejecución; y la visualización de resultados de la actividad muscular a través de sensores EMG.

5.4. Alcance

Finalizado el proyecto de diseño e implementación de un banco de cuádriceps, una máquina de rehabilitación de rodilla, se detallan los alcances y limitaciones encontradas, con lo cual se posibilita un posterior desarrollo y mejora de la máquina.

En el presente proyecto se alcanzó los siguientes aspectos:

- Se diseñó e implementó un banco de cuádriceps, una máquina de rehabilitación de rodilla, para pacientes que han sido intervenidos quirúrgicamente o que la requieren por alguna otra patología.
- Se logró construir una máquina, similar a las existentes en el mercado internacional, aplicando el conocimiento y dispositivos disponibles en el mercado local.
- Se implementó una máquina de rehabilitación de rodilla que cumple con las siguientes especificaciones: Desplazamiento angular, 45-90 grados; Exactitud de posicionamiento, con un error de aproximadamente 3 grados; Capacidad de carga, 1-11 Kg; Operación en modo activo o pasivo, Monitorización de la actividad muscular a través de sensores EMG, Almacenamiento de la información del paciente.

- Se logró configurar la máquina, para que en el modo de operación activo, el paciente realice esfuerzo físico a través de un conjunto de movimientos de rodilla, de acuerdo a las indicaciones del médico especialista
- Se configuró la máquina, para que en el modo de operación pasivo, la máquina actúe sobre la rodilla del paciente, aplicando movimientos (series y repeticiones) recomendados por el fisioterapeuta.
- Se implementó un interfaz de visualización, en un panel de operador; a fin que en cualquiera de los modos de operación, se ingrese información de series y repeticiones de ejercicios. Entre cada serie y cada repetición existe un tiempo de reposo para el paciente, afín que el mismo se recupere del esfuerzo físico que realiza.
- Se implementó el sistema eléctrico de control y potencia de la máquina, cumpliendo con todos los parámetros necesarios para la operación segura de la misma.
- Se realizó pruebas de funcionamiento, que fueron determinantes para establecer los parámetros de seguridad, relacionado con el posicionamiento y la capacidad de carga de la máquina.

5.5. Limitaciones

Una vez verificado la funcionalidad del Banco de Cuádriceps Automático (BCA), éste presenta las siguientes limitaciones:

- La interfaz de visualización de datos del panel de operador no es amigable con el usuario; esto debido a las características de la serie del panel
- El manejo de base de datos utilizando un panel de operador, no es muy común en aplicaciones industriales, por la limitada capacidad de memoria del panel de operador; por lo que el banco de rehabilitación de rodilla, no puede administrar o registrar una gran cantidad de usuarios o clientes.
- En el mercado nacional no existen máquinas de rehabilitación de rodilla con la tecnología utilizada y el sistema de control planteado en el proyecto; por lo que no existe suficiente información, en caso de requerir realizar mantenimiento preventivo o correctivo.

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

- La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano y de suma importancia para la marcha y carrera de todo individuo, así como también realiza la transmisión de cargas, conservación de momentos y brinda un par de fuerza adecuada, sin embargo en la actualidad los equipos y sistemas para rehabilitación física y recuperación de problemas de rodilla están basadas en máquinas de movimiento pasivo son construidas específicamente para el uso de pacientes después de una cirugía o para rehabilitación de lesiones en miembros articulares, sin garantizar un control progresivo de la recuperación ni la generación de estadísticos para la toma de decisiones, tanto para pacientes en condiciones activas y pasivas.
- Las fuerzas que actúan sobre la pierna son por su movilidad de características coplanares, siendo su magnitud mayor cuando la caminata es en descenso, llegando a ser hasta tres veces el peso corporal de la persona; considerando que la asistencia para la rehabilitación de rodilla de este banco de cuádriceps automático estará dirigido para los habitantes del cantón Pujilí de la provincia de Cotopaxi, una vez analizado la antropometría de su población se establece que tanto los hombres como las mujeres se encuentran en un percentil del 50%, es decir, que su estatura promedio es de 175 centímetros y su masa corporal de 80.5 kilogramos, datos considerados para el diseño y selección del sistema de accionamiento.
- La casa de la calidad es una herramienta de mucha importancia para obtener las características técnicas del banco de cuádriceps automático, en función de las necesidades del usuario, considerando que con el análisis funcional y la generación de módulos se obtuvo 2 alternativas de solución para nuestro diseño y una vez evaluada cada una de éstas se decidió como mejor alternativa la solución A; que se ratificó con el análisis estructural de cargas y momentos aplicados en los diferentes componentes, selección de materiales, el diseño CAD, condiciones de borde, mallado y el análisis estático para la verificación de esfuerzos, deformaciones y factores de seguridad, cumpliendo con normas y estándares permisibles.
- El modelamiento biomecánico de las rodillas derecha e izquierda, se lo realizó en el Simulink, para una persona de género masculino con un percentil del 50%, es decir, con una estatura de 175 centímetros y 80,5 kilogramos de masa corporal, y una vez diseñado el diagrama de bloques para la extremidad inferior que incluyen como eslabones el muslo, la pierna y el pie y como articulaciones la cadera, la rodilla y el

tobillo respectivamente, se obtuvo que para una extensión completa de la pierna, desde la posición inicial sentado, se requiere de un ángulo de desplazamiento de 110 grados, y un torque máximo de 35,32 Nm contrastando con el valor de diseño estructural que se obtuvo un valor de 34,37 Nm, existiendo un error aproximado de 2,9%; seleccionando un Servomotor de Par Nominal de 4.2 Nm y reductor de velocidad de relación de transmisión de 1:15.

- El Banco Automático de Cuádriceps cumple con las siguientes especificaciones: desplazamiento angular, 45-90 grados; exactitud de posicionamiento, aproximadamente 3 grados; capacidad de carga, 1-11 Kg. Dispone de un panel de operador que permite seleccionar el modo de operación activo o pasivo, y un conjunto de sensores para monitorear la actividad muscular.
- Al iniciar el sistema, el médico especialista o personal autorizado ingresa información del paciente, como: código, apellido y nombre, fecha de nacimiento, edad, dirección, ocupación, estado civil, estatura (m), peso (Kg), tipo de sangre. Además se ingresa información de la cantidad de fuerza muscular (escala de Daniels), información del umbral de dolor, y el tipo de Anamnesis.
- La máquina puede funcionar en dos modos de operación. En modo activo el paciente realiza un conjunto de movimientos de rodilla (esfuerzo físico), de acuerdo a las indicaciones. En modo pasivo, la máquina actúa sobre la rodilla del paciente, aplicando movimientos recomendados por el fisioterapeuta.
- En cualquiera de los modos de operación, para el ingreso de información, se definen series de ejercicios, cada serie tiene un cierto número de repeticiones. Entre cada serie y cada repetición existe un tiempo de reposo para el paciente, afín que el mismo se recupere del esfuerzo físico que realiza.
- El conjunto de sensores EMG, que tiene por objetivo detectar la actividad muscular eléctrica propia de los músculos de las extremidades inferiores por medio de electrodos de superficie. La información es presentada de manera visual para ser valorada por el fisioterapeuta.
- La información de la actividad muscular eléctrica propia de los músculos de las extremidades inferiores puede ser almacenada en los registros respectivos, con el fin de conocer la evolución del estado del paciente.
- Se diseñó, seleccionó e implementó el sistema eléctrico de control y potencia cumpliendo con todos los parámetros necesarios para la operación segura como una máquina de rehabilitación.
- Los diferentes parámetros diseñados e implementados en el Banco de Cuádriceps Automático, fueron validados a través de encuestas por médicos especialistas.

Fueron evaluados satisfactoriamente: diseño mecánico, facilidad de configuración de modos de operación, resultados obtenidos, niveles continuos de fuerza, pausa entre repeticiones/series, dimensiones de BCA/Talla paciente, peso que soporta.

- Las pruebas de funcionamiento fueron muy determinantes para establecer los parámetros de seguridad, relacionado con el posicionamiento y la capacidad de carga de la máquina.

6.2. Recomendaciones

- Antes de energizar la máquina se recomienda revisar el manual de operación respectivo, a fin conocer el proceso de energizado de la misma y las precauciones de seguridad que deben considerar.
- En caso de posibles accidentes con la máquina, el paciente o médico especialista, debe pulsar el paro de emergencia ubicado en el panel frontal del equipo. Esta acción detiene completamente la operación de la máquina.
- En caso de interrupción de energía eléctrica al panel operador, los datos quedan almacenados en los registros respectivos; sin embargo, se recomienda revisar el manual de operación para arrancar nuevamente la máquina.
- El médico especialista debe conocer profundamente el funcionamiento y configuración de la máquina a fin evitar posibles errores en la operación de la misma.
- Durante la operación de la máquina, el paciente no debe modificar los valores configurados por el médico especialista, en el modo activo o pasivo; ya que podría causar una grave lesión en sus extremidades inferiores, debido al cambio de parámetros.
- Se debe utilizar la normativa respectiva para establecer la distancia y ubicación de los electrodos de superficie EMG.
- Con el fin de mejorar la unión del electrodo de superficie (sensor EMG) con la piel, éstos se deben colocar con pasta o gel conductor para conseguir más contacto con la piel y reducir la impedancia de los electrodos.
- Los electrodos de superficie (sensor EMG) utilizados en este proyecto son desechables. Se recomienda realizar un cambio con un nuevo paciente, en virtud que la señal generada por éstos se empieza a degradar con el uso.
- La información de datos personales y de rehabilitación del paciente, almacenada en una unidad de memoria externa; debe ser descargada en un PC, afín de precautelar la información del paciente.
- Si el código del paciente es el mismo para diferentes sesiones de rehabilitación, la información que se almacena en la unidad de memoria externa se va almacenando en forma secuencial. Si se desea independizar la información por fechas, se debe el código del paciente.
- A fin de precautelar la funcionalidad de los equipos y dispositivos electrónicos, se recomienda seguir el procedimiento de desenergización de la máquina.

- Se recomienda diseñar e implementar el banco de cuádriceps, utilizando dispositivos compatibles con software libre, a fin de disminuir costos tanto de hardware como de software, como propuesta para la fabricación en serie de este equipo.
- Como un proyecto de aplicación futura, aprovechando las bondades que brinda este banco de cuádriceps automático, se recomienda implementar series y rutinas que garanticen rehabilitación de los músculos isquiotibiales, con la finalidad de fortalecer la flexión de la pierna como rutina complementaria en la rehabilitación de rodilla.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Extensores de rodilla. (10 de 08 de 2015). Obtenido de <http://www.sportlife.es/salud/mecano-humano/articulo/extensiones-rodilla>

La rodilla: perfil de lesiones . (10 de 08 de 2015). Obtenido de <http://vigoextreme.es/la-rodilla-perfil-de-lesiones/>

Mundo abuelo. (03 de 08 de 2015). Obtenido de <http://www.mundoabuelo.com/catalogue.php?idfamilia=188&breadcrumb=20,188>

CINESITERAPIA. (4 de Enero de 2016). Obtenido de <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20735>

Movimiento Pasivo. (4 de Enero de 2016). Obtenido de <http://www.sccot.org.co/pdf/RevistaDigital/14-01-2000/13Resultados.pdf>

OMS. (4 de Enero de 2016). Obtenido de <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library?e=d-I0000-00---off-0rehabili--00-0--0-10-0--0-0---0prompt-10---4-----4-0-1l--11-es-50-0--20-about--100-0-1-00-0-0-11-1-0utfZz-8-00-0-1-00-0-0-11-1-0utfZz-8-00&a=d&cl=CL1&d=HASH01423182db49b48c965bf137.3.fc>

WCPT. (4 de Enero de 2016). Obtenido de <http://www.fisioibiza.es/definiciones-de-la-oms/>

ANDREASEN, M., KAHLER, S., LUND, T., & SWIFT, K. (1998). Design for assembly . Berlin: IFS Publications.

BOOTHROYD, G. (1992). Assembly automation and product design. New York: Marcel Dekker, Inc.

Bronzino, D. (2008). Biomechanis Principles and Applocations. CRC Press Taylor & Francis Group, pág 309.

Cailliet, R. (2006). "Anatomía funcional Biomecánica". Marban, Españ: pág. 306.

Cailliet, R. (2006). Anatomía Funcional Biomédica. Marban, España: p.306.

Creus, A. (2008). Instrumentacion. Madrid, España: Limusa.

DE LUCA, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics, . Journal of Applied Biomechanics.

Donoso, P. G. (2007). Kinesiología Básica y Kinesiología Aplicada. Quito – Ecuador: Segunda Edición.

Escanilla, R. F. (2014). Biomecánica de la Rodilla. Journal Public Premio.

García Bermeo, I. M. (Mayo de 2016). ROL DEL FISIOTERAPEUTA Y LA SALUD OCUPACIONAL EN EMPRESAS DE LA PROVINCIA DE COTOPAXI. Ambato, Tungurahua, Ecuador.

Góndora García, L. H., & Rosales García, C. M. (2003). Articulación de la rodilla y su mecánica articular. Medisan, p.10.

HERMENS, H. J. (2004). Effects of electrode dislocation on electromyographics activity and relative rest time: effectiveness of compensation by a normalisation procedure. Medical & Biological Engineering & Computing Vol. 42.

Huston, R. (2009). Principles of Biomechanics. Boca Raton: CRC Press.

KAMEN, G. (2004). Electromyographic Kinesiology. En Research methods in Biomechanics. D.G.E. . Human Kinestics.

Kapandji., A. (2000). Fisiología Articular. Panamericana, volumen 3, página 5, 249.

LAB, T. (26 de Enero de 2016). Obtenido de <https://www.fayerwayer.com/2013/02/thalnic-labs-myo-un-brazalete-para-controlar-gadgets-a-traves-del-movimiento/>

Ledia H. Góndora, G. D. (2003). “Articulación de la rodilla y su mecánica articular”. pág. 10.

LMAN003_R2V2. (17 de Julio de 2012). XC series analog expansion User Manual. Northern Ireland.

Lorenzo M.A. (2007). Rehabilitación activa en la rodilla dolorosa. Departamento de rehabilitación y dirección médica de contingencia. Ibermutuamur: pág. 4.

MATHIASSEN, S. (1997). Amplitude aspects and functional considerations on surface EMG electrode displacement with particular emphasis on the upper trapezius muscle. SENIAM.

MNPDS y Víctor H., F. M. (2003). Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético. McGraw Hill, Interamérica, volumen 3.

- Moderno, E. M. (2004). "Síndromes dolorosos de rodilla". España: volumen 3, pág 200.
- Moderno, M. (2004). Síndromes dolorosos de rodilla. España: Volumen 3, p.200.
- Mondelo, P., & Gregori, E. (2009). Ergonomia. Barcelona: Universidad Politecnica de Catalunya.
- Parhizgar, S.-E., & Ekhtiari, H. (2013). A Review on Experimental Assessments of Pain Threshold in Healthy Human Subjects. Londres: BNC.
- Pons, J. (2008). Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. John Wiley & sons Ltd, pag 360.
- R. Caillet. (2006). Anatomía funcional Biomecánica. Marban, España: pág. 306.
- RHDA. (2005). "Anatomía Humana Descriptiva, tipográfica y funcional". RHDA, volumen 3, pág. 10.
- RIBA R., C. (2002). Diseño Concurrente. Edicions UPC.
- ROMO, H. A. (2007). Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano. Revista Avances en Sistemas e Informática, Vol. 4 No. Medellin.
- Salud, E. (01 de 08 de 2016). <http://www.encyclopediasalud.com>. Recuperado el 2 de 12 de 2016, de <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/anamnesis>
- Sancho J, M. M. (2015). Diseño y Construcción de un exoesqueleto. Tesis Ingeniería mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga. Latacunga.
- Stream. (27 de 11 de 2016). Autor STREAM. Recuperado el 2 de 12 de 2016, de Autor STREAM: <http://www.authorstream.com/Presentation/directman-85559-fuerza-muscular-valoracion-de-education-ppt-powerpoint/>
- Thalmic Labs. (26 de Enero de 2016). Obtenido de <https://www.fayerwayer.com/2013/02/thalmic-labs-myo-un-brazalete-para-controlar-gadgets-a-traves-del-movimiento/>
- Tompkins, W. (1993). Biomedical digital signal processing. Englewood Cliffs, NJ:Prentice-Hall.
- Whittle, M. (2007). Gait Analysis an Introduction. United States: Elsevier, volume 4.

Xinje Electric Co., L. (2016). DS2 Series Servo Drive. WuXi City, Jiangsu, China.

Xinje Electronic Co., L. (January de 2010). DS2 series servo drive. Wuxi City, Jiangsu Province.

Xinje Electronic Co., L. (2016). Manual de usuario. Jiangsu Province, China.

ANEXOS

Anexo A: Diseño del Banco de Cuádriceps Automático

Anexo B: Selección de Elementos

Anexo C: Planos Mecánicos

Anexo D: Soldadura

Anexo E: Planos Eléctricos

Anexo F: Manual de Operación

Anexo G: Manual de Mantenimiento

Anexo H: Programación del Plc - Configuración del Servodriver

Anexo I: Cuadro comparativo de costos de Bancos de Cuádriceps

Anexo J: Encuestas aplicadas a Fisioterapeutas de la Provincia de Cotopaxi