

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Megaproyecto ARCEM

Sistema potenciador de fuerza para extremidades inferiores
controlado por señales electromiográficas

Trabajo de graduación presentado por

Carlos Alberto Alvarez Dardón

Guilmar Zadir Escobar Roch

Jorge Luis Shin Jó

para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica;

y por

Sylvia María Dubón Morales

David Antonio Reyes Aguilar

para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica.

Guatemala,

2013

Megaproyecto ARCEM

Sistema potenciador de fuerza para extremidades inferiores
controlado por señales electromiográficas

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Megaproyecto ARCEM

Sistema potenciador de fuerza para extremidades inferiores
controlado por señales electromiográficas

Trabajo de graduación presentado por

Carlos Alberto Alvarez Dardón

Guilmar Zadir Escobar Roch

Jorge Luis Shin Jó

para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica;

y por:

Sylvia María Dubón Morales

David Antonio Reyes Aguilar

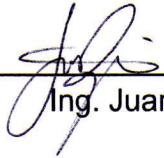
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica.

Guatemala,

2013

Vo. Bo. :

Asesor:

(f)  _____
Ing. Juana Rivera

Tribunal Examinador:

Director del Departamento del Ingeniería Electrónica:

(f)  _____
MSc. Carlos Esquit

Director del Departamento de Ingeniería Mecatrónica:

(f)  _____
MSc. Roberto Delgado

Fecha de aprobación: Guatemala, 26 de noviembre de 2013

CONTENIDO

LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE TABLAS	xxvi
I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVOS	5
A. Objetivo general.....	5
B. Objetivos específicos.....	5
III. JUSTIFICACIÓN	6
IV. MARCO TEÓRICO	10
A. El sistema motor	10
1. Unidad motora.....	11
2. Potencial de acción de la motoneurona.....	13
3. Desarrollo de fuerza en un músculo.	14
B. Articulación de la cadera	14
1. Descripción.	14
2. Movimientos en la articulación.....	14
C. Articulación de la rodilla	18
1. Descripción.	18
2. Movimientos en la articulación.....	19
D. Ciclo de marcha.....	20
1. Descripción.	20
2. Fases.....	20
3. Rango de movimiento.	27
4. Movimiento en la cadera.....	28
5. Movimiento en la rodilla.	29

6. Movimiento de las articulaciones en niños.	31
E. Electromiografía.....	31
1. Señal electromiográfica.....	32
2. Tipos de electromiografía.	34
3. Procesamiento de señales electromiográficas.	34
F. Electroodos	36
1. Tipos de electrodos.....	37
2. Configuración de electrodos	38
G. Filtros analógicos	39
1. Tipos de filtros según su respuesta en frecuencia.	39
2. Tipos de filtros según su ganancia	40
H. Amplificador de instrumentación	42
I. Esfuerzos	42
1. Tracción o tensión.....	43
2. Compresión.....	43
3. Corte.....	43
4. Flexión.....	44
5. Torsión.	44
6. Fatiga.	45
J. Teoría de falla	45
K. Esfuerzo de Von Misses.....	45
L. Propiedades de los materiales.....	46
1. Diagrama esfuerzo-deformación.....	46
2. Límite de proporcionalidad.....	46
3. Fluencia.....	46
M. Materiales.....	47

1. Titanio.....	47
2. Aluminio.....	48
3. Acero.....	49
N. Tornillos	49
O. Cojinetes	51
P. Engranés	52
Q. Actuadores utilizados en exoesqueletos y aplicaciones similares.....	53
1. Actuadores elásticos en serie.....	53
2. Dynamixel MX-106T.....	57
R. Recolección de energía.....	64
1. Elementos de un sistema recolector de energía.....	65
2. Recolección de energía cinética.....	66
3. Recolección de energía del movimiento humano.....	66
4. Formas de recolección de energía cinética	67
S. Piezoelectricidad.....	68
1. Chispero piezoeléctrico.....	69
2. Actuadores THUNDER.....	70
T. Dispositivo LTC3588-1.....	71
1. Rectificador de diodos.....	72
2. Bloqueo de bajo voltaje.....	72
3. Regulador buck.....	72
4. Indicador de voltaje.....	73
U. Microcontrolador MSP430	73
1. Características generales	73
2. LaunchPad.....	75
3. MSP430G2553.....	76

V. Autodesk Inventor Profesional.....	77
W. Tracker.....	78
1. Descripción.	78
2. Características	79
V. ANTECEDENTES.....	82
VI. METODOLOGÍA.....	88
A. Fase de investigación	88
B. Fase de desarrollo	89
C. Fase de integración.....	90
VII. DISEÑO FINAL DE LA ESTRUCTURA.....	91
A. Diseño.....	91
B. Materiales	92
C. Detalle de las piezas	93
1. Espalda.	93
2. Diseño de piezas engranadas.	95
3. Adaptación para motores.....	97
4. Eje de la cadera.	98
5. Muslo Superior.	99
6. Muslo inferior.....	101
7. Engrane de la espinilla.....	102
8. Espinilla superior.....	102
9. Espinilla inferior.....	103
10. Sujetador del pie (tobillo).	103
11. Base del pie.	104
12. Eje del tobillo.....	104
13. Piñón.....	105

A. Ensamble.....	106
B. Sistema de soporte externo.....	107
VII. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE ACTUADORES Y SENSORES	109
A. DISEÑO	109
1. Definición de requerimientos de los actuadores en las articulaciones.	109
2. Selección de actuadores.....	112
3. Selección de componentes para el sistema de distribución de potencial eléctrico de los actuadores.....	114
4. Control de posición y velocidad de los motores Dynamixel MX-106T.....	116
B. Resultados.....	127
C. Discusión	131
IX. DISEÑO DE RUTINAS DE MOVIMIENTO.....	133
A. Diseño.....	133
B. Resultados.....	133
1. Inicio de la marcha.....	134
2. Ciclo de marcha.....	136
3. Terminación de la marcha.....	141
C. Discusión	145
X. ACONDICIONADOR DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS	148
A. Diseño.....	148
1. Diseño del circuito de acondicionamiento de señales electromiográficas.....	148
2. Circuito impreso del acondicionador de señales electromiográficas.....	154
B. Resultados.....	155
C. Discusión	169
XI. DETECCIÓN DE UMBRAL DE ACTIVACIÓN Y GENERACIÓN DE SEÑAL DE INICIO	172
A. Diseño.....	172

1. Desarrollo de programa para microcontrolador y programa de despliegue	172
2. Circuito impreso del detector de umbral de activación y generación de señal de inicio	175
B. Resultados	176
C. Discusión	181
XII. CONTROL INALÁMBRICO SIN BATERÍAS	184
A. Diseño	184
1. Circuito de acondicionamiento	184
2. Mecanismo de activación	187
3. Circuito impreso	189
4. Estructura externa del mecanismo	190
B. Resultados	190
1. Circuito de acondicionamiento: Mediciones y cálculos	190
2. Mecanismo de activación	197
3. Circuito impreso.	199
4. Estructura externa del mecanismo.	200
C. Discusión	203
XIII. Integración de módulos	207
A. Diseño	207
1. Integración entre módulo de potencia y módulo de algoritmo de control.	207
2. Integración entre módulo de estructura y módulo de potencia.	210
3. Integración entre módulo de algoritmo de control con módulo de recolección de energía y módulo de electromiografía.	212
B. Resultados	214
C. DISCUSIÓN	232
XIV. CONCLUSIONES	234
XV. RECOMENDACIONES	236

XVI. BIBLIOGRAFÍA	238
XVII. ANEXOS	246
A. Dimensiones de los cojinetes utilizados	246
B. Planos para maquinado.....	247
C. Diagrama de músculos y puntos de prueba para electromiografía de superficie.....	263
D. Programa en MikroC utilizado para controlar la posición y velocidad de los Dynamixel MX-106.....	263
E. Programa en Python utilizado para controlar la posición y velocidad de los Dynamixel MX-106.....	272
XVIII. GLOSARIO.....	282

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de módulos del megaproyecto ARCEM.....	2
Figura 2. Motoneurona Alfa.	11
Figura 3. Unidades motoras controladas por motoneurona alfa.	12
Figura 4. Generación del potencial de acción en el tiempo y su relación con la permeabilidad de Sodio y Potasio.	13
Figura 5. Articulación de la cadera.	15
Figura 6. Ejes y planos para los movimientos de la articulación de la cadera.	15
Figura 7. Movimientos de flexión – extensión en la articulación de la cadera.....	16
Figura 8. Movimientos de aducción – abducción en la articulación de la cadera.	17
Figura 9. Movimiento de rotación en la articulación de la cadera.....	18
Figura 10. Articulación de la rodilla.....	18
Figura 11. Movimientos de flexión – extensión en la articulación de la rodilla.	19
Figura 12. Movimiento de rotación independiente en la articulación de la rodilla.	20
Figura 13. Fases durante el ciclo de marcha (apoyo y oscilación).....	21
Figura 14. Subdivisiones de las fases durante el ciclo de marcha.....	21
Figura 15. Contacto inicial con la extremidad inferior derecha (inicio del periodo de primer apoyo doble).	22
Figura 16. Periodo de apoyo simple de la extremidad inferior derecha.	23
Figura 17. Segundo periodo de apoyo doble durante el ciclo de marcha.	24
Figura 18. Periodo de oscilación inicial durante el ciclo de marcha.	25
Figura 19. Periodo de oscilación media durante el ciclo de marcha.	25
Figura 20. Periodo de oscilación final durante el ciclo de marcha.	26
Figura 21. Interacción de las fases del ciclo de marcha.....	27
Figura 22. Convención utilizada para la medición de ángulos.	27

Figura 23. Posición angular de la articulación de la cadera durante el ciclo de marcha.....	28
Figura 24. Posición angular de la articulación de la rodilla durante el ciclo de marcha.	30
Figura 25. Posición angular de la cadera y la rodilla en niños durante el ciclo de marcha según Ganley y Powers.	31
Figura 26. Espectro de frecuencia de las señales electromiográficas.	32
Figura 27. Señal electromiográfica compuesta por la suma de los MUAPs.....	33
Figura 28. El reclutamiento de unidades motoras y frecuencia de descarga.	33
Figura 29. Pasos involucrados en la detección de envolvente lineal de una señal electromiográfica.	35
Figura 30. Comparación de la envolvente lineal utilizando una frecuencia de corte de 3.1 Hz (a) y una frecuencia de corte de 50Hz.	35
Figura 31. Diagrama de la configuración mono polar para electrodos.	38
Figura 32. Diagrama de configuración bipolar de electrodos.	39
Figura 33. Respuesta en frecuencia de cada uno de los filtros. Filtro (a) pasa baja (b) pasa alta (c) pasa banda (d) pasa banda.	40
Figura 34. Circuito de amplificador de instrumentación de tres amplificadores operacionales.....	42
Figura 35. Visualización de esfuerzo de tensión en una barra cilíndrica.	43
Figura 36. Visualización del esfuerzo de compresión en una barra cilíndrica.....	43
Figura 37. Visualización del esfuerzo de corte en una barra cuadrada.	44
Figura 38. Esfuerzo de flexión.	44
Figura 39. Visualización del esfuerzo de torsión.	45
Figura 40. Diagrama esfuerzo-deformación.	46
Figura 41. Respuesta de un material dúctil a esfuerzo.	47
Figura 42. Características de un tornillo.	50
Figura 43. Especificaciones de tornillos ISO 261.	51
Figura 44. Características físicas de los engranes.....	53

Figura 45. Tipos de engranes.	54
Figura 46. Esquema de un SEA.	55
Figura 47. SEA desarrollado por Matthew Williamson.	56
Figura 48. UTSEA desarrollado por Nicholas Paine y Luis Sentis a) señala el motor Maxon EC 200W BLDC, b) una polea con reducción 3:1, c) una faja con poca holgura que transmite las potencia entre las poleas, d) los rodamientos, e) un tornillo de bola, f) los resortes, g) rodamientos que sirven como guías, h) codificador magnético e i) un codificador incremental.....	56
Figura 49. Actuador elástico en serie desarrollado por Conor Walsh.	57
Figura 50. Diagrama de asignación de pines de la serie Dynamixel MX.	58
Figura 51. Dimensiones de Dynamixel MX-106.	58
Figura 52. Ejemplo de valor decimal equivalente a una posición en grados.....	60
Figura 53. Circuito para conversión de Half Duplex a UART.	60
Figura 54. Formato de un paquete de instrucciones para Dynamixel MX-106T.	61
Figura 55. Arquitectura típica de un sistema recolector de energía.	65
Figura 56. Esquemáticos que muestran el movimiento de las cargas en un generador piezoeléctrico debido a la fuerza aplicada: (a) cuando no se aplica fuerza. (b) cuando hay fuerza de tensión. (c) cuando hay fuerza de compresión.....	69
Figura 57. Fotografía del THUNDER TH-6R utilizado en el proyecto.	70
Figura 58. Diagrama de la composición de los actuadores THUNDER.	71
Figura 59. Esquemático del circuito interior del LTC3588.	72
Figura 60. Diagrama del sistema de relojes del MSP430.....	74
Figura 61. Perfil de funcionamiento de sistemas de bajo consumo.	74
Figura 62. Arquitectura del MSP430.....	75
Figura 63. Fotografía del LaunchPad MSP-EXP430G2.	76
Figura 64. Interfaz gráfica de la herramienta Tracker.....	78

Figura 65. Rastreo manual de un objeto.....	79
Figura 66. Herramienta <i>autotracker</i> para realizar un rastreo automático.....	80
Figura 67. Herramienta de transportador para medida de ángulos.....	80
Figura 68. Ejemplo de la vista de gráficos.....	81
Figura 69. Ejemplo de una tabla de datos.....	81
Figura 70. Fotografía del Robot Suit HAL.....	83
Figura 71. Fotografía del Ekso.....	83
Figura 72. Sectorización de los tres grados de libertad utilizados en BLEEX.....	84
Figura 73. Tobillo pasivo actuado por medio de un resorte.....	85
Figura 74. Actuadores utilizados en: a) BLEEX, b) Exoesqueleto desarrollado por Conor Walsh y c) KNEXO.....	86
Figura 75. Ensamble de las piezas de la espalda.....	94
Figura 76. Pieza derecha de la espalda.....	94
Figura 77. Pieza izquierda de la espalda.....	94
Figura 78. Representación del juego de engranes a utilizar por articulación.....	95
Figura 79. Sujetador de motores.....	97
Figura 80. Escuadra de sujeción de los motores.....	98
Figura 81. Eje muslo-cadera.....	98
Figura 82. Mapa térmico de esfuerzos en el eje muslo-cadera.....	99
Figura 83. Muslo superior.....	100
Figura 84. Mapa térmico de esfuerzos en el muslo superior.....	100
Figura 85. Muslo inferior.....	101
Figura 86. Vista de los agujeros de sujeción de los motores en el muslo inferior.....	101
Figura 87. Engrane de la espinilla.....	102
Figura 88. Espinilla superior.....	103

Figura 89. Espinilla inferior.	103
Figura 90. Sujetador del pie (tobillo) derecho.	104
Figura 91. Base del pie.	104
Figura 92. Eje del tobillo.	105
Figura 93. Piñón de engrane.	105
Figura 94. Ilustración del sistema ensamblado.	107
Figura 95. Andador de soporte en su versión original.	108
Figura 96. Posiciones angulares de la rodilla.	110
Figura 97. Posiciones angulares de la articulación de la cadera.	110
Figura 98. Momento en la articulación de la cadera.	110
Figura 99. Potencia en la articulación de la cadera.	111
Figura 100. Momento en la articulación de la rodilla.	111
Figura 101. Potencia en la articulación de la rodilla.	111
Figura 102. Dynamixel MX-106 acoplados a la estructura con una transmisión de potencia.	113
Figura 103. Posición de los actuadores en la estructura.	113
Figura 104. Batería recargable Li-Ion.	114
Figura 105. Dispositivos utilizados dentro del sistema de distribución de potencial eléctrico a) fusible de 6 A, b) porta fusibles, c) regulador de voltaje LM338T y d) diagrama del circuito utilizado con el regulador LM338T.	115
Figura 106. Sistema de distribución de potencial eléctrico para dos motores.	116
Figura 107. Buffer tri-estado utilizado como convertidor de comunicación half duplex a full dúplex.	117
Figura 108. Configuración de optoacoplador HCPL2631 par transmisión de bit RX.	117
Figura 109. Configuración de optoacoplador HCPL2631 para trnsmisión de bits TX y direccionamiento.	118
Figura 110. Configuración de PIC18F45K22 utilizado para controlar los motores.	118

Figura 111. Diagrama de flujo de programa para controlar motores Dynamixel MX-106T en MikroC.....	120
Figura 112. Diagrama de flujo de la función Enviar Rutinas en Figura 111.	121
Figura 113. Diagrama de flujo de la función Enviar Siguiete Posición de la Figura 112.	122
Figura 114. Interfaz de programa para controlar la posición y velocidad de los motores Dynamixel MX-106.....	123
Figura 115. Diagrama de flujo del programa en la PC para controlar motores Dynamixel MX-106.	124
Figura 116. Ventana de selección de número de motores conectados.	125
Figura 117. Ventana de selección de asignación de valor nuevo de ID.....	125
Figura 118. Cambio de baudrate, modo Master/Slave y reproducción de rutina.	125
Figura 119. Motores sin carga utilizados para reproducir las rutinas de las cuatro articulaciones.	126
Figura 120. Unión de motores a la estructura.	126
Figura 121. Comparación entre posición angular enviada y leída de la cadera izquierda con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.	127
Figura 122. Comparación entre posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.	127
Figura 123. Comparación entre posición angular enviada y leída de la cadera derecha con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.	128
Figura 124. Comparación entre posición angular enviada y leída de la rodilla derecha con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.	128
Figura 125. Comparación entre posición angular enviada y leída de la cadera izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.	129
Figura 126. Corriente registrada por los motores que articulan la cadera izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.	129
Figura 127. Comparación entre posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.	130

Figura 128. Corriente registrada por los motores que articulan la rodilla izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.	130
Figura 129. Diagrama de bloques para el diseño de las rutinas de movimiento.	133
Figura 130. Punto inicial y punto final de la primera etapa de la marcha.	134
Figura 131. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior derecha durante la etapa de inicio de la marcha.	136
Figura 132. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior izquierda durante la etapa de inicio de la marcha.	136
Figura 133. Punto inicial y punto final de la segunda etapa de la marcha.	137
Figura 134. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior derecha durante la etapa de ciclo de marcha.	141
Figura 135. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior izquierda durante la etapa de ciclo de marcha.	141
Figura 136. Punto inicial y punto final de la tercera etapa de la marcha.	142
Figura 137. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior derecha durante la etapa de terminación de la marcha.	145
Figura 138. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior izquierda durante la etapa de terminación de la marcha.	145
Figura 139. Diagrama de flujo del diseño del experimento de acondicionamiento de señales electromiográficas.	148
Figura 140. Diagrama del amplificador de instrumentación AD620.	149
Figura 141. Diagrama del amplificador operacional JFET TL084.	149
Figura 142. Diagrama del amplificador operacional JFET TL082.	149
Figura 143. Configuración del amplificador de instrumentación AD620 para monitoreo de señales electromiográficas.	150
Figura 144. Filtro pasa alta RC con frecuencia de corte de 16Hz utilizando componentes de valores comerciales.	150

Figura 145. Filtro pasa baja RC con frecuencia de corte de 482 Hz haciendo uso de componentes comerciales.	151
Figura 146. Amplificador no inversor con ganancia 100.....	152
Figura 147. Circuito rectificador de onda completa.	152
Figura 148. Circuito suavizador usando un filtro pasa baja de segundo orden con frecuencia de corte de 2Hz.	153
Figura 149. Diagrama de interconexión de los circuitos de cada una de las etapas.	153
Figura 150. Respuesta de filtro pasa banda RC con frecuencia de corte inferior de 20Hz y superior de 500Hz con una señal de entrada de 250Hz. En amarillo se presenta la señal de entrada y en azul la señal filtrada.	155
Figura 151. Respuesta de filtro pasa banda RC con frecuencia de corte inferior de 20Hz y superior de 500Hz con una señal de entrada de 482Hz. En amarillo se presenta la señal de entrada y en azul la señal filtrada.	156
Figura 152. Diagrama de Bode del filtro pasa baja con frecuencia de corte 2Hz utilizando la herramienta FilterLab. En negro se muestra la respuesta en magnitud y en rojo la fase del filtro.....	156
Figura 153. Fase de Pre-Amplificación: En amarillo se muestra la señal de entrada con voltaje pico a pico de 200mV y frecuencia de 245Hz (con escala 100mV). En azul se muestra la señal de salida del circuito de pre amplificación (escala en 5V).	157
Figura 154. Filtro pasa alta: En amarillo se muestra la señal de salida del amplificador de instrumentación. La salida del filtro pasa alta RC con frecuencia de corte de 20Hz se muestra en azul. Ambas señales con escala a 5V.	157
Figura 155. Amplificador con ganancia 10. En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa altas (en escala de200mV). La salida del de circuito de amplificación se muestra en azul en escala de 2V.....	158
Figura 156. Filtro pasa baja: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito amplificador. La salida del filtro pasa baja RC con frecuencia de corte de 500Hz se muestra en azul.....	158

Figura 157. Circuito rectificador: En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa baja. La salida del circuito rectificador se muestra en azul.	159
Figura 158. Filtro suavizador: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito rectificador. La salida del filtro suavizador se muestra en azul.	159
Figura 159. Filtro suavizador modificando la amplitud de la señal de entrada. En amarillo se muestra la señal de salida del circuito rectificador. La salida del filtro suavizador se muestra en azul.....	160
Figura 160. Electrodo de superficie de 24mm.	160
Figura 161. Electrodo de superficie con conectores.....	161
Figura 162. Conexión de electrodos al músculo de antebrazo.	161
Figura 163. Circuito de preamplificación y filtro pasa alta: En amarillo se muestra la señal de salida del amplificador de instrumentación. La salida del filtro pasa alta se muestra en azul. ...	162
Figura 164. Circuito amplificador con ganancia 100: En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa alta en escala de 50mV. La salida del circuito amplificador se muestra en azul en escala de 5V.....	162
Figura 165. Filtro pasa baja: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito amplificador. La salida del filtro pasa baja se muestra en azul.	163
Figura 166. Circuito rectificador: En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa baja. La salida del circuito rectificador se muestra en azul.	163
Figura 167. Circuito Suavizador: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito rectificador en escala de 2V. La salida del circuito suavizado se muestra en azul en escala de 1V.....	164
Figura 168. Diagrama de amplificador de instrumentación AD8221.	164
Figura 169. Diseño final del circuito impreso del acondicionador de señales electromiográfica.....	165
Figura 170. Equipo Protomat S103 realizando el fresado del circuito impreso.....	165
Figura 171. Placa de circuito acondicionador de señales electromiográficas.	166

Figura 172. Cara superior de la placa del circuito acondicionador de señales electromiográficas.....	166
Figura 173. Cara inferior de la placa del circuito acondicionador de señales electromiográficas.....	167
Figura 174. Señales de salida del circuito PCB acondicionador de señales electromiográficas (señal pura y señal rectificada). En amarillo se muestra la señal electromiográfica amplificada y en azul, la misma señal rectificada.	167
Figura 175. Señales de salida del circuito PCB acondicionador de señales electromiográficas (señal rectificada y señal suavizada). En amarillo se muestra la señal electromiográfica rectificada. La señal suavizada se muestra en azul.....	168
Figura 176. Montaje final de la placa en el estuche portador.	168
Figura 177. Uso de estuche porta placa para sostener el circuito de las extremidades anteriores.	169
Figura 178. Diagrama de flujo del experimento detección de umbral de activación y envío de señal de inicio al módulo de algoritmo de control.....	172
Figura 179. Diagrama del microcontrolador PIC18F45K22 en su empaquetado PDIP.	173
Figura 180. Diagrama del flujo del programa implementado en el microcontrolador.....	174
Figura 181. Diagrama del microcontrolador PIC18F25K22.....	175
Figura 182. Esquemático del circuito impreso implementado para generar la señal de inicio e interconectarse con los circuitos de acondicionamiento de señales electromiográficas.....	176
Figura 183. Generación de señal de inicio utilizando como entrada una señal triangular con voltaje de 0 a 5V. En amarillo se muestra la señal de entrada al canal ADC y en azul la señal generada por el microcontrolador cuando el valor del ADC sobrepasa los 2.5V.	177
Figura 184. Generación de señal de inicio utilizando como entrada una señal triangular con voltaje de 0 a 5V. En amarillo se muestra la señal de entrada al canal ADC y en azul la señal generada por el microcontrolador cuando el valor del ADC sobrepasa los 3.8V.	177
Figura 185. Generación de señal de inicio utilizando como entrada la señal electromiográfica obtenida del circuito acondicionador. En amarillo se muestra la señal de	

entrada al canal ADC y en azul la señal generada por el microcontrolador cuando el valor del ADC.....	178
Figura 186. Diagrama implementado del circuito integrado FT232.....	178
Figura 187. Diseño final del circuito impreso para el generador de señal de inicio y envío al módulo de algoritmo de control.....	179
Figura 188. Circuito impreso final para el generador de señal de inicio.....	180
Figura 189. Captura del pantalla del programa para monitoreo de actividad muscular.....	180
Figura 190. Fotografía de los encendedores y el chispero obtenido de los mismos.....	185
Figura 191. Diagrama del circuito de acondicionamiento para el chispero piezoeléctrico.....	185
Figura 192. Conexión típica del codificador HT12E.....	185
Figura 193. Fotografía del módulo transmisor RF FS1000A.....	186
Figura 194. Conexión típica del decodificador HT12D.....	186
Figura 195. Fotografía del módulo receptor RF XY-MK-5V.....	186
Figura 196. Modelo simplificado de las corrientes presentes en el circuito del control.....	187
Figura 197. Diagrama del mecanismo de palanca para la activación del chispero.....	188
Figura 198. Diagrama del mecanismo de doble manivela para la activación del chispero.....	188
Figura 199. Modelo tridimensional del mecanismo de activación y la placa del circuito de acondicionamiento.....	190
Figura 200. Medición de la pulsación del chispero piezoeléctrico.....	191
Figura 201. Pulsación del chispero (azul) a través de un divisor de voltaje con relación de 100:1 (amarillo).....	191
Figura 202. Pulsación del chispero (azul) a través de un divisor de voltaje con relación de 50:1 (amarillo).....	192
Figura 203. Voltaje en el capacitor de entrada (amarillo) y voltaje regulado a la salida del regulador (azul).....	192
Figura 204. Medición del tiempo para la caracterización del consumo del circuito transmisor...	193

Figura 205. Gráfica de la serie de datos analizada para los cálculos de energía recolectada en el control.....	195
Figura 206. Señal transmitida por el circuito transmisor (amarillo) cada vez que se da una pulsación del control y voltaje de salida del regulador (azul).	195
Figura 207. Trama serial que arma el codificador HT12E con los ocho bits de dirección y los cuatro bits de datos (amarillo) y recepción de la misma en el HT12D (azul).	196
Figura 208. Transmisión de tramas constante entre el codificador HT12E (amarillo) y el decodificador HT12D (azul).	196
Figura 209. Ruido presente en el canal RF y trama recibida por el circuito receptor.	196
Figura 210. Primer prototipo construido con piezas de LEGO.	197
Figura 211. Segundo prototipo construido con piezas de LEGO.	197
Figura 212. Primer prototipo construido con perfiles de aluminio.	197
Figura 213. Vista de los botones incorporados al primer diseño en aluminio.	198
Figura 214. Diseño final con sistema de doble manivela.	198
Figura 215. Vista trasera el diseño final.....	198
Figura 216. Vista de la ubicación del chispero en el sistema de activación.....	199
Figura 217. Activación del chispero por medio del mecanismo.....	199
Figura 218. Diseño de la placa impresa para el circuito de recolección del control.....	199
Figura 219. Placa impresa del circuito de recolección del control fresada.....	200
Figura 220. Unión entre la placa del circuito y el mecanismo de activación.	200
Figura 221. Diseño digital tridimensional de las piezas que conforman la estructura externa del control inalámbrico.	200
Figura 222. Vista lateral del diseño digital del control ensamblado alrededor del mecanismo de activación y la placa del circuito acondicionador.	201
Figura 223. Vista superior del diseño digital del control ensamblado alrededor del mecanismo de activación y la placa del circuito acondicionador.	201
Figura 224. Fotografía de las piezas que conforman el control.....	202

Figura 225. Vista lateral del control.	202
Figura 226. Vista trasera del control.	203
Figura 227. Función de paso.	207
Figura 228. Función de ciclo completo.	208
Figura 229 Función paso, empezando con pierna derecha.	209
Figura 230. Función ciclo completo, empezando con pierna derecha.	209
Figura 231. Función paso, empezando con pierna izquierda.	209
Figura 232. Función ciclo completo, empezando con pierna izquierda.	209
Figura 233. PCB de conversión de comunicación Full-Duplex/Half-Duplex.	210
Figura 234. Estructura con los motores acoplados.	211
Figura 235. Andador de soporte con ruedas.	211
Figura 236. Batería con base para sujeción a andador.	212
Figura 237. PCB Circuito de los reguladores de voltaje.	212
Figura 238. Diagrama de bloques de interacción entre microcontroladores.	213
Figura 239. PCB utilizada para comunicar los microcontroladores.	214
Figura 240. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante un ciclo de marcha.	214
Figura 241. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante un ciclo de marcha.	215
Figura 242. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha.	215
Figura 243. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha.	216
Figura 244. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante un ciclo de marcha.	216

Figura 245. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante un ciclo de marcha.	217
Figura 246. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante un ciclo de marcha.	217
Figura 247. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante un ciclo de marcha.	218
Figura 248. Corriente total consumida por los ocho motores durante un ciclo de marcha.	218
Figura 249. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	219
Figura 250. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	219
Figura 251. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	220
Figura 252. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	220
Figura 253. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	221
Figura 254. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	221
Figura 255. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	222
Figura 256. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.....	222
Figura 257. Corriente total consumida por los ocho motores durante un ciclo de marcha. con errores durante la ejecución.	223
Figura 258. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	223

Figura 259. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	224
Figura 260. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	224
Figura 261. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	225
Figura 262. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	225
Figura 263. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	226
Figura 264. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	226
Figura 265. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	227
Figura 266. Corriente total consumida por los ocho motores durante la función paso empezando con la pierna derecha.....	227
Figura 267. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	228
Figura 268. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	228
Figura 269. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	229
Figura 270. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	229
Figura 271. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	230
Figura 272. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	230

Figura 273. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	231
Figura 274. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.....	231
Figura 275. Corriente total consumida por los ocho motores durante la función ciclo completo, empezando con la pierna derecha.....	232
Figura 276. Características de los cojinetes.....	246

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Fases del ciclo de marcha con sus respectivas subdivisiones.....	26
Tabla 2. Posición de la articulación de la cadera en función de las subdivisiones del ciclo de marcha, especificando el movimiento realizado en cada periodo.	29
Tabla 3. Posición de la articulación de la rodilla en función de las subdivisiones del ciclo de marcha, especificando el movimiento realizado en cada periodo.	30
Tabla 4. Ventajas y Desventajas de los Filtros Pasivos.	41
Tabla 5. Ventajas y desventajas de los filtros activos	41
Tabla 6. Propiedades del titanio Grado 5.	48
Tabla 7. Propiedades del aluminio 7075.....	48
Tabla 8. Propiedades del aluminio 6061.....	49
Tabla 9. Propiedades del acero.	49
Tabla 10. Características físicas de Dynamixel MX-106.	59
Tabla 11. Características dinámicas de Dynamixel MX-106.	59
Tabla 12. Tabla de control de Dynamixel MX-106 (Parte 1).....	61
Tabla 13. Tabla de control de Dynamixel MX-106 (Parte 2).....	62
Tabla 14. Tabla de control de Dynamixel MX-106 (Parte 3).....	62
Tabla 15. Tabla de instrucciones de Dynamixel MX-106 (Datasheet).	64
Tabla 16. Materiales utilizados en trabajos similares.	92
Tabla 17. Propiedades de los materiales evaluados para la estructura.	93
Tabla 18. Parámetros comunes para los engranes.	96
Tabla 19. Datos físicos de los engranes.	96
Tabla 20. Características mecánicas de los engranes.	96

Tabla 21. Factores de seguridad resultantes en los engranes.....	97
Tabla 22. Resultados a simulación de esfuerzos en el eje muslo-cadera.....	99
Tabla 23. Resultados a simulación de esfuerzos en el muslo superior.....	100
Tabla 24. Propiedades físicas de la estructura.....	106
Tabla 25. Elementos utilizados para el ensamble del sistema.....	107
Tabla 26. Especificaciones seleccionadas para la articulación de la cadera.....	111
Tabla 27. Especificaciones seleccionadas para la articulación de la rodilla.....	111
Tabla 28. Comparación de características de motores eléctricos comerciales.....	112
Tabla 29. Características de batería mostrada en la Figura 104.....	114
Tabla 30. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de inicio de la marcha.....	135
Tabla 31. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de ciclo de la marcha (Parte 1).....	138
Tabla 32. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de ciclo de la marcha (Parte 2).....	139
Tabla 33. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de ciclo de la marcha (Parte 3).....	140
Tabla 34. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de terminación de la marcha (Parte 1).....	143
Tabla 35. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de terminación de la marcha (Parte 2).....	144
Tabla 36: Protocolo de comunicación UART entre microcontrolador y computadora.....	179
Tabla 37. Especificaciones aplicadas en el diseño del circuito impreso del control inalámbrico sin baterías.....	189
Tabla 38. Comandos enviados por los módulos de electromiografía y recolección de energía, con sus respectivas funciones.....	213

RESUMEN

Desde hace mucho tiempo, diversas entidades han trabajado en el desarrollo de exoesqueletos mecánicos para ser utilizados sobre el cuerpo humano. Los motivos que impulsan la creación de estos exoesqueletos son variados, abarcando desde aplicaciones con propósitos médicos hasta aplicaciones industriales y militares. El megaproyecto ARCEM tiene como objetivo principal desarrollar una estructura adaptable a las extremidades inferiores del cuerpo humano que facilite el movimiento de las piernas durante la marcha.

El movimiento de la ortesis se logra por medio de actuadores que entregan la potencia requerida para replicar el ciclo de marcha y que están controlados por un algoritmo que tiene dos modos de accionamiento. El control por electromiografía analiza la actividad muscular del usuario para determinar cuándo éste desea realizar un movimiento. El modo de control manual, por su parte, utiliza un mecanismo que aprovecha la energía mecánica residual para transmitir la señal de control.

El desarrollo del megaproyecto se dividió en cinco módulos diferentes, cada uno de los cuales se trabajó siguiendo una metodología con fases de investigación, desarrollo e integración. El módulo estructural provee el soporte necesario para que se puedan replicar los movimientos de la marcha del usuario. El módulo de potencia implementa los actuadores que permiten el movimiento de la estructura. El módulo de algoritmo de control consiste de rutinas que comandan el movimiento de la estructura. El módulo de electromiografía genera comandos con base en lecturas de las señales electromiográficas de los músculos de los muslos. Por último, el módulo de recolección de energía aplica la recolección de energía para alimentar parcialmente a los circuitos del sistema.

I. INTRODUCCIÓN

Desde hace mucho tiempo diversas entidades han trabajado en la creación de exoesqueletos. Entre las diversas finalidades de estos sistemas cabe mencionar a los asistentes de movilidad para personas parapléjicas. Además, últimamente también se ha implementado el uso de señales obtenidas mediante electromiografía como señales de control para este tipo de aplicaciones. Tal es el caso del exoesqueleto HAL-5 (Hybrid Assistive Limb), diseñado en Japón por Cyberdyne Inc., utilizado para asistir el movimiento de una persona (Cyberdyne, 2010). Gracias a la creciente demanda y búsqueda de fuentes de energía, otro tema que ha cobrado relevancia es el de los dispositivos de recolección de energía. Ejemplo de esto es PowerWalk, un dispositivo comercializado por Bionic Power, el cual se coloca sobre las rodillas y aprovecha pasivamente el movimiento de frenado de la articulación para generar energía (Bionic Power, 2012).

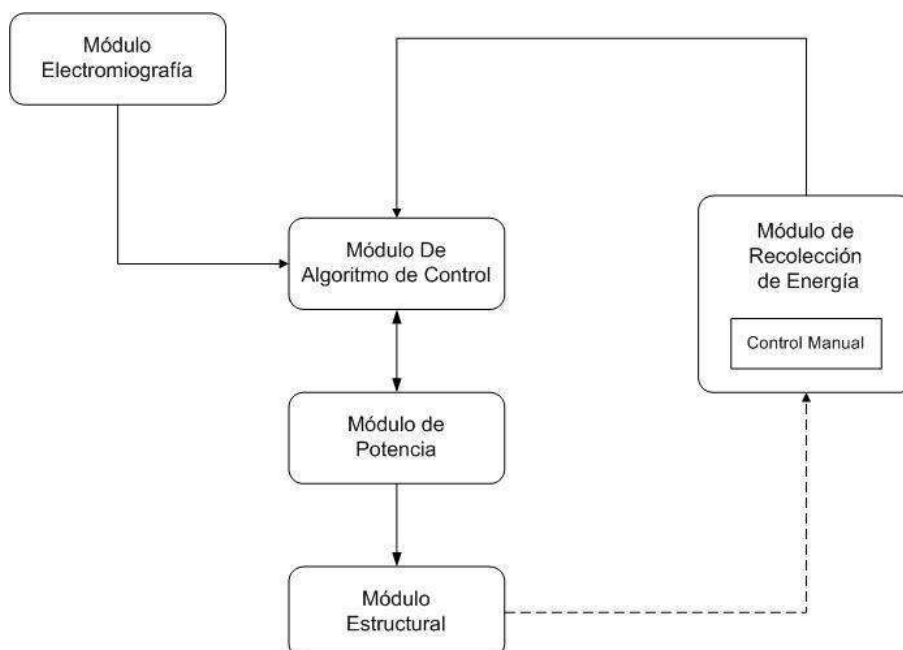
El megaproyecto ARCEM tiene como objetivo desarrollar una estructura adaptable a las extremidades inferiores que ayude al usuario a emular los movimientos del ciclo de marcha. El sistema puede considerarse similar a HAL, BLEEX o Ekso (Cyberdyne, 2010) (Zoss, Kazerooni, & Chu, On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), 2005) (Ekso Bionics, 2011). Sin embargo, el fin de estos sistemas era ayudar al usuario a soportar cargas externas. En cambio, esta estructura está diseñada para soportar únicamente el peso de las personas y los torques involucrados en la emulación del ciclo de marcha.

El megaproyecto se desarrolló por medio de cinco módulos independientes que al unirse alcanzaron el objetivo del mismo. La unión de estos módulos puede observarse en la Figura 1. El sistema tiene doble modalidad de control. La primera modalidad consiste en un sistema de control basado en la electromiografía de superficie. Dicha modalidad lee los impulsos nerviosos en los músculos y los transforma en instrucciones para el sistema. La otra modalidad es un módulo de control manual ubicado en el andador que acompañará al sistema. Este último funciona sin baterías y consigue su potencia a través de métodos de recolección de energía. Estas instrucciones se comunican al módulo de algoritmo de control que interpreta las señales e indica al módulo de potencia los movimientos que el usuario debe realizar. El módulo de potencia transmite el movimiento de los actuadores a la estructura. Ésta a su vez soporta el peso de la persona a medida que le brinda movimiento. En el presente trabajo de graduación se detallan las investigaciones, las pruebas realizadas y los resultados obtenidos por cada uno de los módulos que conforman el megaproyecto.

Primero se describe el diseño de la estructura que soportará no sólo a los actuadores, sino que también al usuario en caso sea necesario. Se detallan algunos de los fundamentos para los

criterios de diseño utilizados. Así mismo se incluyen planos y el listado de elementos que se compraron externamente y son necesarios para el funcionamiento adecuado de la estructura. Se debe tomar en cuenta que los diseños realizados fueron basados estrictamente en pruebas computarizadas y que no se realizaron pruebas de laboratorio para determinar las propiedades mecánicas exactas del material. Así mismo se debe limitar el uso del sistema a un usuario que no mida menos de 45 y no más de 70 centímetros de la cintura al suelo y que pese menos de 50 libras.

Figura 1. Diagrama de módulos del megaproyecto ARCEM.



Con base en los resultados obtenidos se puede concluir que se cumplió con los objetivos propuestos por el módulo de estructura. En el presente trabajo se muestran los diseños de la estructura y la explicación de los mismos. Se utilizó aluminio 6061 para la mayoría de las piezas y para aquellas que requieran de un módulo de elasticidad más elevado, como los engranes y ejes, se utilizó acero AISI 1020. Para las piezas que no fueron diseñadas se utilizaron componentes normados por su fácil acceso y reemplazo si fuera necesario. Se debe mencionar que en caso se desee replicar el trabajo para adultos es recomendable utilizar acero para toda la estructura por sus características mecánicas y realizar un vaciado para aligerar su peso.

Por otro lado, entre los asistentes de movilidad para personas parapléjicas se han utilizado una gran cantidad de actuadores diferentes que aportan la potencia al sistema. En algunos trabajos se ha logrado aportar un porcentaje limitado de la fuerza necesaria para provocar el

movimiento, mientras que en otros se ha llegado a aportar un alto porcentaje de fuerza, permitiendo la movilidad total de las personas con ayuda de muletas o bastones. Este trabajo de graduación presenta un análisis llevado a cabo para realizar la selección de los actuadores necesarios en las articulaciones de la rodilla y la cadera.

Se presentan los resultados de las especificaciones de características dinámicas de los actuadores, seleccionadas en base a personas con diferente peso y tamaño. Justificando porqué el proyecto terminó siendo diseñado para una persona con un peso menor a 50 lb. También se pueden encontrar comparaciones de distintos tipos de actuadores y de diferentes actuadores eléctricos que se consideró utilizar. Con base en la investigación realizada de actuadores utilizados en otros exoesqueletos o aplicaciones similares, se determinó que la utilización de actuadores elásticos en serie es apropiada para este proyecto, o para exoesqueletos para personas de un mayor tamaño. Debido a las limitaciones de presupuesto y tiempo que tuvo el proyecto se seleccionaron los Dynamixel MX-106T como actuadores en todas las articulaciones y en este trabajo se presentan pruebas realizadas a estos motores. Los resultados de estas pruebas fueron utilizados para controlar el sistema correctamente al unificarlo con el resto de módulos.

También se presenta el desarrollo de un algoritmo para controlar el movimiento de la estructura construida. Esto se logró mediante el diseño de rutinas que definen el movimiento de los motores que actúan como las articulaciones de la estructura. Fue importante la comprensión de estudios realizados por otros autores sobre el análisis de la marcha de una persona. Se buscó desarrollar un método sencillo, pero a la vez eficiente para que la estructura pudiera reproducir los movimientos realizados en las articulaciones durante la marcha. Se presentan los resultados obtenidos en relación al diseño de tres rutinas que son capaces de simular el movimiento de las extremidades inferiores.

En cuanto al control por medio de señales electromiográficas, se utilizaron electrodos para las mediciones y obtención de las señales. Se realizaron pruebas en diferentes locaciones del cuerpo para determinar qué músculos resultaban más convenientes para su utilización como señales de control. Luego de seleccionar el músculo fue necesario implementar un proceso de amplificación y filtrado para las señales obtenidas. Posteriormente, las señales amplificadas fueron digitalizadas y procesadas para determinar si la actividad muscular era la necesaria para generar una señal de inicio. La señal de inicio es enviada al algoritmo de control que determina la posición angular y la velocidad angular de los motores.

Por último, se presentan los resultados del módulo de recolección de energía, el cual se vale de los movimientos producidos por la estructura y el usuario de la estructura para captar pequeñas cantidades de energía que se almacenan y se utilizan para alimentar aplicaciones de bajo consumo. Una de las aplicaciones realizadas fue el control manual, el cual consiste de un

mando inalámbrico que no requiere de baterías para funcionar. La energía que utiliza proviene de la presión del usuario sobre los botones del mismo. Se hicieron los cálculos de la energía que se genera y se utiliza para enviar un comando. Además, se desarrolló una aplicación de muestreo de temperatura periódico utilizando la energía recolectada a partir del apoyo del pie sobre el suelo. Esta logra su objetivo almacenando la energía de los pasos y utilizándola solamente durante pequeños instantes de tiempo.

II. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Desarrollar una estructura adaptable a las extremidades inferiores con una modalidad de control manual y un sistema de control basado en la electromiografía de superficie, que asista a una persona con problemas de movilidad, y que cuente con un sistema de recolección de energía para la alimentación de componentes de bajo consumo de potencia.

B. Objetivos específicos

- Desarrollar y validar una estructura que soporte los esfuerzos involucrados en el movimiento del usuario.
- Diseñar e implementar un sistema de actuadores y sensores, capaz de proporcionar la potencia suficiente para movilizar y realizar las mediciones necesarias que permitan controlar una estructura adaptable a las extremidades inferiores del cuerpo humano.
- Diseñar un algoritmo para el control de una estructura adaptable a las extremidades inferiores del cuerpo humano que permita reproducir la secuencia del ciclo de marcha de una persona.
- Desarrollar un sistema de captura, análisis y procesamiento de señales electromiográficas de superficie provenientes de las extremidades inferiores para su uso en el control de un estructura capaz de facilitar el movimiento de las piernas durante la marcha.
- Desarrollar un sistema de recolección de energía eléctrica a partir de la energía cinética generada por el movimiento del cuerpo humano.

III. JUSTIFICACIÓN

La creación de un exoesqueleto brindaría grandes beneficios en el campo de la rehabilitación y terapia física. Se ha descubierto que en pacientes que retienen parte de su función motora, la manipulación de los miembros paralizados puede regenerar conexiones neuromusculares. Además, la ejercitación de las piernas es esencial para el mantenimiento de la salud de los usuarios de sillas de ruedas, ya que evita posibles infecciones urinarias, úlceras dermatológicas y padecimientos cardiovasculares. También contribuye en el mejoramiento de la densidad ósea, la fuerza y la flexibilidad, así como los procesos digestivos. Se desea que el sistema a desarrollar en este megaproyecto brinde soporte y tenga la funcionalidad de brindar movimiento emulando el ciclo de marcha.

Aunque existen estructuras que realizan funciones similares fabricadas en otros países, como el Hal-5, el Re-Walk y Ekso, los costos de dichos dispositivos son demasiado elevados y no son accesibles para la mayoría de la población. En Guatemala se cuenta con un dispositivo Lokomat, el cual se utiliza en FUNDABIEM para rehabilitación. Lokomat es fabricado en Suiza, y sus costos de adquisición y mantenimiento son tan elevados que únicamente existen cuatro de estos sistemas en Latinoamérica. Debido a esto, se desea que el sistema a desarrollar en este megaproyecto sea más accesible que los dispositivos mencionados anteriormente y que sea de beneficio a la mayoría de la población.

Para la fabricación de la estructura se evaluó la utilización de distintos materiales por medio de sus propiedades y su disponibilidad en el mercado local. Sin embargo no se realizaron pruebas de esfuerzo y resistencia en ningún laboratorio sino que se trabajó basado en las hojas de propiedades de cada material. Aún así se trabajó con materiales estandarizados cuyas propiedades están bien definidas. La estructura brinda únicamente un grado de libertad por articulación. Se debe tener en cuenta que el ser humano posee tres grados de libertad en las articulaciones de la cadera y el tobillo y un grado de libertad en la rodilla. La razón de esta decisión es que con mayor número de grados de libertad sería necesario utilizar más actuadores. El hecho de añadir actuadores provocaría que el costo del mecanismo aumentara así como la complejidad de su diseño. El funcionamiento ideal de la estructura está regido a las características físicas del usuario. El usuario no debe medir menos de 45 y no más de 70 centímetros de la cintura a la planta del pie. Así mismo el usuario debe pesar menos de 50 libras. La razón de esto es que la estructura es únicamente adaptable al usuario en el rango determinado. Además un peso muy elevado provocaría una deflexión en la estructura y podría aumentar el torque necesario para movilizar las extremidades inferiores a un nivel más elevado del que los actuadores pueden movilizar. El sistema estará limitado únicamente al ciclo de

marcha y el usuario deberá estar parado previamente para poder utilizarlo. No incluye el diseño del sistema para que el usuario se siente o se pare. Es por esto que el diseño también está limitado a los ángulos de actuación del ciclo de marcha, siendo los máximos de 90° de flexión en la rodilla y 30° en la extensión de la rodilla y ambos lados de la cadera. El módulo estructural es de suma importancia para una persona con algún impedimento físico que no posee la suficiente fuerza para sostenerse o caminar por su propia cuenta. Por lo que la estructura creada brinda de un soporte estable y firme.

Entre los problemas que puede presentar una persona para poder realizar un ciclo de marcha se encuentra la debilidad muscular. Esta y otras patologías impiden a una persona movilizarse de manera independiente al no ejercer el torque necesario sobre las articulaciones de las extremidades. El proyecto tiene como fin asistir al usuario proveyendo este torque. Por consiguiente, los actuadores que proporcionan el torque son una parte fundamental del proyecto. La retroalimentación proporcionada por los sensores del módulo de potencia es de suma importancia para el funcionamiento del megaproyecto ARCEM, pues el ciclo de marcha se controla mediante posiciones y velocidades angulares. Sin las señales de retroalimentación, el control de movimiento de la estructura no sería posible. El diseño de los sensores, actuadores y la fuente de alimentación no es parte del módulo; se utilizan elementos disponibles en el mercado. Esta decisión se tomó en base a investigaciones realizadas sobre las características y funcionamiento de los elementos. Después de seleccionarlos se analizaron y se realizaron pruebas para lograr integrar todos los elementos correctamente.

Para lograr que la estructura reproduzca la secuencia del ciclo de marcha de una persona, se requiere estar familiarizado con las articulaciones involucradas en el ciclo de marcha. También es necesario el diseño de rutinas de movimiento que simulan la forma de caminar de una persona. Y lo más importante, se requiere hacer uso de esas rutinas para generar señales que activan el movimiento de los motores de la estructura. El algoritmo de control es, precisamente, el encargado de indicar a los motores de la estructura cuánto y en qué dirección deben moverse, así como el momento en el que deben hacerlo. Dicho módulo se enfocó en replicar lo mejor posible el ciclo de marcha de una persona, tomando en cuenta que se consideró únicamente un grado de libertad para la articulación de la cadera y un grado de libertad para la articulación de la rodilla.

El módulo de electromiografía incluye el diseño de un circuito acondicionador de señales electromiográficas y un bloque de procesamiento de señales para detectar niveles de actividad muscular. La importancia de este módulo es indicar el momento en que debe iniciarse un movimiento o un ciclo de marcha al módulo de algoritmo de control. El módulo envía una señal de inicio la cual es generada cuando se detecta cierto nivel de actividad muscular en el músculo vasto lateral. Este le módulo permite al usuario realizar únicamente una contracción muscular

del muslo para indicar que desea que la estructura realice un movimiento. La implementación de este modo de control no convencional permite al usuario manejar de una manera más natural el exoesqueleto sin la necesidad de presionar botones ni interrumpir la tarea que realiza. Se utilizan niveles de activación muscular por lo que se analiza únicamente la amplitud de la envolvente de la señal electromiográfica acondicionada. No se realiza ningún tipo de análisis en el dominio de frecuencia ni se utilizan transformadas para detectar patrones de movimiento utilizando las señales obtenidas. Por último, para usar dicha modalidad de control el usuario debe ser capaz de realizar contracciones voluntarias en las extremidades inferiores para generar el nivel de actividad muscular requerido para generar la señal de inicio.

Por su parte, la recolección de energía presenta ventajas en cuanto a la facilidad de instalación, flexibilidad, y la reducción del costo, contra el peso adicional, y la poca fiabilidad de las conexiones cableadas. Incluso se puede aplicar en situaciones en las que no sea viable o no exista un acceso al suministro eléctrico. La recolección de energía ayuda a evitar el cambio constante de baterías en equipos que lo requieran, lo cual trae beneficios en lo que se refiere a la vida útil de los dispositivos. Numerosos tipos de dispositivos médicos, tales como auxiliares auditivos y marcapasos, dependen de baterías de ion de litio. Además de agregar peso extra, las baterías presentan problemas de seguridad y fiabilidad. Nuevas soluciones en el campo de recolección de energía permitirán reemplazar las baterías de estos dispositivos médicos por sistemas que produzcan energía a partir de fuentes de energía provenientes del mismo cuerpo humano. Debido a su mayor facilidad de manejo en comparación con otros tipos de tecnologías, el trabajo se enfocó en la recolección de energía por medio del efecto piezoeléctrico. En el módulo de recolección de energía primeramente se buscó producir cantidades considerables de energía que pudieran utilizarse. Posteriormente, dependiendo de la cantidad de energía recolectada, se desarrolló una aplicación que pudiera aprovecharla. En este tipo de estudios se pueden aplicar diversas técnicas y análisis para optimizar la producción y utilización de energía, las cuales fueron ignoradas en este trabajo por su alto grado de complejidad. Por lo tanto, el módulo de recolección de energía se limitó a adquirir componentes disponibles en el mercado, y diseñar sistemas funcionales con estos. Una de las aplicaciones implementadas fue la recolección de la energía a partir de los botones de un control.

El sistema de control inalámbrico sin baterías es parte importante de este trabajo porque permite al usuario tener un control manual de la estructura como alternativa al control por señales electromiográficas. Su funcionamiento está sujeto a la condición de que el usuario sea capaz de presionar los botones. Esto es debido a que la energía utilizada por el usuario al presionar los botones es la que se recolecta para alimentar la circuitería del control. La otra aplicación implementada por este módulo fue el muestreo de temperatura periódico, alimentado por la energía recolectada a partir del apoyo del pie sobre el suelo al caminar. Esta aplicación está limitada por la velocidad con la que se puede estimular al generador, que necesita de cierta

frecuencia mínima para poder recolectar la energía suficiente para el funcionamiento del microcontrolador. La importancia de este módulo reside en las posibilidades que un sistema de este tipo presenta para dispositivos que requieran de las lecturas de sensores ubicados en lugares hacia los cuales no es viable enviar conexiones cableadas. Los resultados de este trabajo demuestran que es posible aplicar el concepto de recolección de energía en dispositivos biomédicos. Esto representaría una gran mejora para los usuarios de los mismos, ya que la energía recolectada puede ser utilizada para alimentar parcial o totalmente los circuitos electrónicos del dispositivo. De esta forma, la utilización de baterías, y los respectivos procesos de cambio y reemplazo de las mismas periódicamente pueden ser evitados.

Aunque el usuario no podrá poseer de una movilidad total, tendrá la posibilidad de realizar los movimientos de flexión y extensión pudiendo elegir la modalidad de control que mejor se adapte a sus necesidades. Con estos movimientos es posible replicar el circo de marcha. Este es el movimiento que realizan las personas al caminar y por ende el que mejores beneficios representaría para el usuario. Como se mencionó anteriormente el sentido de libertad y el beneficio psicológico para el paciente de valerse por sí mismo es enorme.

IV. MARCO TEÓRICO

A. El sistema motor

Los músculos son tejidos capaces de generar fuerza y ejecutar movimientos del esqueleto. Adicionalmente contribuyen a la regulación de la temperatura en el cuerpo. Todos los músculos del cuerpo poseen una estructura general constituida de varios tejidos interconectados (Macintosh, Gardiner, & McComas, 2006). Según su contribución al movimiento, los músculos pueden dividirse en tres categorías (Florimond, 2010). Estos son:

- **Músculos Agónicos:** Son los primeros músculos en activarse, los que inician el movimiento y generan la mayor cantidad de fuerza.
- **Músculos Sinérgicos:** Asisten a los músculos agónicos. Generan una menor cantidad de fuerza pero contribuyen al control del movimiento.
- **Músculos Antagónicos:** Estos músculos se oponen al movimiento. Son los encargados de estabilizar la fuerza durante el movimiento (Florimond, 2010).

Existen tres tipos de contracciones que los músculos pueden realizar. En las contracciones concéntricas el músculo se acorta. Este tipo de contracción se da cuando la tensión es mayor que la carga. En las contracciones Isométricas el músculo permanece igual, no existe movimiento. En este caso, la tensión es igual a la carga. Por último, en las contracciones excéntricas el músculo se alarga. Se genera cuando la tensión es menor que la carga (Florimond, 2010).

El sistema nervioso es el encargado de controlar los músculos esqueléticos para realizar cualquier tipo de acción de nuestro cuerpo. En todo momento, el sistema nervioso se encuentra controlando por lo menos 750 músculos. Las órdenes motoras viajan desde la corteza cerebral hasta la médula espinal. En la médula espinal se encuentran las neuronas que manejan los reflejos y los movimientos rítmicos, entre estos la locomoción. De igual forma, la medula espinal envía señales a la corteza que son utilizadas para generar acciones más complejas (López, 2006).

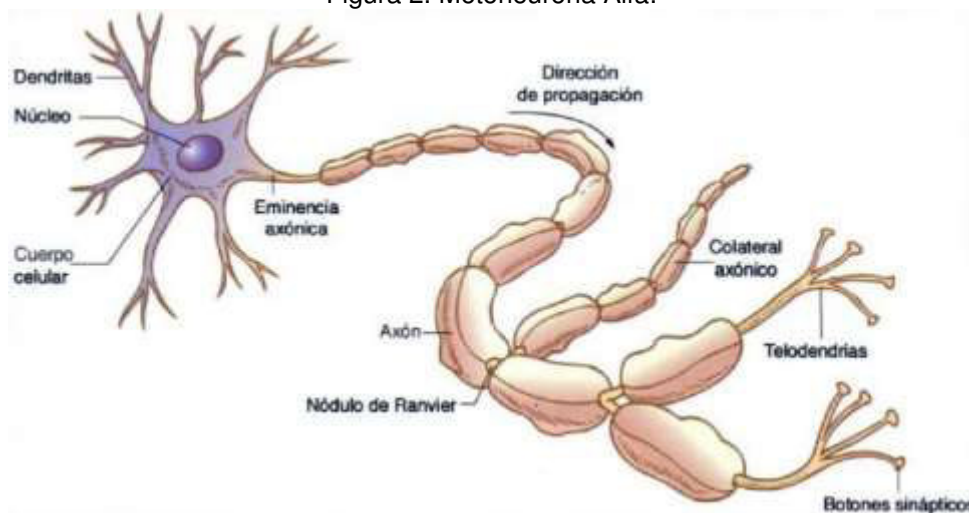
El tono muscular es la resistencia que el músculo posee a que se realice un movimiento pasivo en la articulación. Este término hace referencia al grado de contracción que se tiene en cualquier músculo, sin importar su longitud. Los músculos anti gravitatorios encargados de la postura, como los glúteos, cuádriceps, tríceps sural, entre otros, se estiran por efecto de la gravedad y el tono muscular es el encargado de mantener la postura. Gracias a esto el sistema

nervioso no tiene la necesidad de realizar acciones voluntarias todo el tiempo. El tono muscular representa la actividad motora más sencilla (López, 2006).

Existen distintos tipos de movimientos. Los movimientos reflejos son respuestas a estímulos sensoriales que se dan de manera inesperada y automática. Los movimientos rítmicos son todos aquellos que tienen patrones motores rítmicos repetitivos. En este tipo de movimiento las secuencias motoras se generan repetitivamente de forma automática. Sin embargo, las secuencias pueden ser modificadas de manera voluntaria o por algún estímulo sensorial. Como se mencionó anteriormente, estos están controlados por redes neuronales ubicadas en la médula espinal y en el tronco del encéfalo donde se producen los patrones motores de activación muscular. Finalmente, los movimientos voluntarios son los que se realizan cuando se tiene como objetivo un movimiento específico (López, 2006).

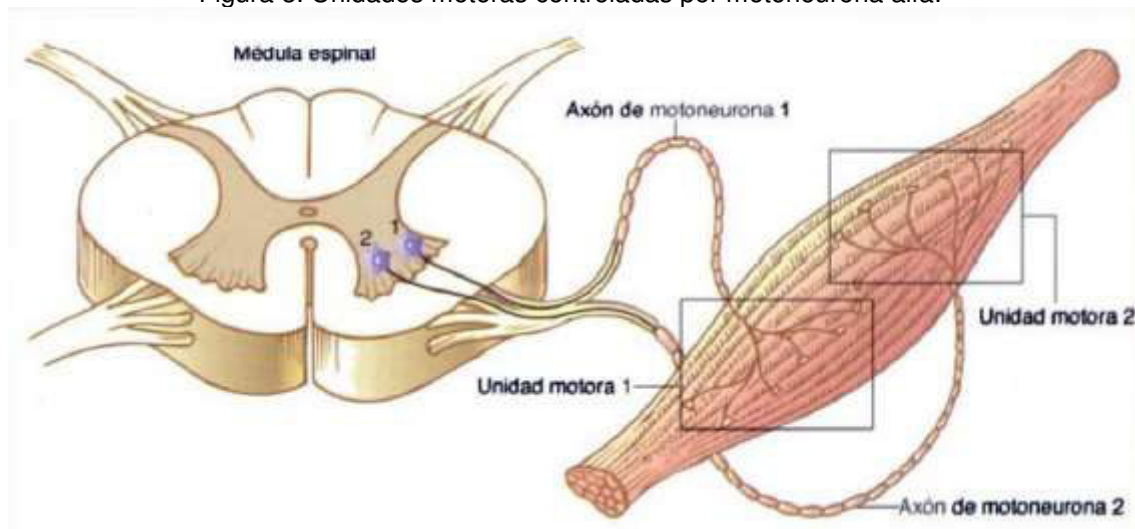
1. **Unidad motora.** Las motoneuronas alfa son las que controlan los músculos esqueléticos. Estas neuronas están conectadas por su soma (Figura 2) a la médula espinal. El grupo conformado por la motoneurona alfa y las fibras musculares en las que inerva forman una unidad motora. El axón de las motoneuronas alfa ramifican y cada una de sus ramas inerva en varias fibras musculares. De esta forma cuando una motoneurona genera un potencial de acción son varias las fibras musculares que se contraen. (Figura 3) Las actividades motoras requieren que las motoneuronas envíen potenciales de acción a los músculos (López, 2006).

Figura 2. Motoneurona Alfa.



(López, 2006)

Figura 3. Unidades motoras controladas por motoneurona alfa.



(López, 2006)

Las unidades motoras son unidades estructurales y funcionales. Existen tres diferentes tipos de unidades motoras que difieren por el tipo de su motoneurona alfa y de fibra muscular en las que inervan. Cada músculo tiene un porcentaje de los 3 tipos de unidad motora (López, 2006).

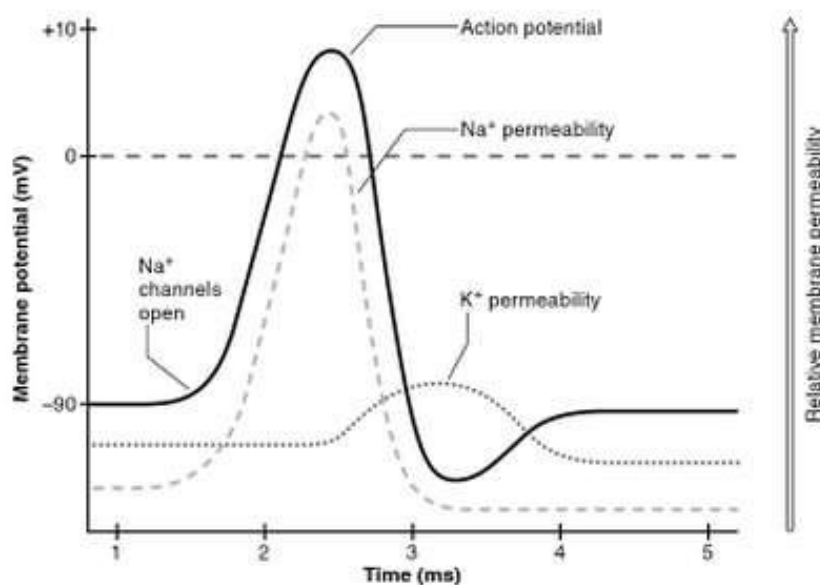
- Motoneurona tipo I: Estas son lentas y resistentes a la fatiga. Sus fibras musculares son pequeñas con la posibilidad de generar tensiones pequeñas durante mucho tiempo sin fatigarse. El aumento y decrecimiento de su fuerza es lenta, con velocidad de conducción y umbral de activación menor. Su descarga de potenciales es de baja frecuencia pero constante. Los músculos anti gravitatorios tienen la mayoría de unidades motoras de este tipo (López, 2006). Las fibras de este tipo utilizan metabolismo aeróbico para producir energía (Florimond, 2010).
- Motoneurona tipo IIb: Estas unidades motoras son rápidas y se fatigan. Sus fibras musculares grandes producen grandes fuerzas en periodos cortos de tiempo. Estas motoneuronas tienen velocidad de conducción alta, al igual que su umbral de excitación. La descarga de potenciales de acción son de alta frecuencia por fases (López, 2006). Las fibras tipo IIb utilizan metabolismo anaeróbico para producir energía. Estas son más rápidas que las tipo IIa pero pueden actuar por sólo unos minutos (Florimond, 2010).
- Motoneurona tipo IIa: Este tipo de unidades motoras rápidas y resistentes a la fatiga comparten características del Tipo I y IIb. A pesar de que producen fuerzas grandes en periodos cortos de tiempo, pueden resistir la fatiga por varios minutos (López, 2006). Las fibras musculares de este tipo son de tamaño medio y pueden utilizar tanto el metabolismo aeróbico como anaeróbico para producir energía. Generan

contracciones más rápidas que las de tipo I por no más de 30 minutos (Florimond, 2010).

2. **Potencial de acción de la motoneurona.** Las fibras musculares son tejidos excitables. Cuando la fibra muscular es despolarizada por 10mV o mas, el potencial de la membrana reacciona produciendo un potencial de acción. La unión neuromuscular es la responsable de producir el potencial de acción, el cual viaja por las fibras musculares en ambas direcciones (Kamen & Gabriel, 2010).

El potencial de acción puede dividirse en varias fases. En la primera, la permeabilidad al Sodio (Na^+) incrementa dejándolo pasar dentro de la célula, revirtiendo la polaridad de la célula a 10mV en ese momento. Cuando la permeabilidad al sodio aumenta, también lo hace la permeabilidad al potasio (K^+) dejándolo salir de la célula y regresando el potencial de la membrana a su estado de reposo. Este proceso se representa gráficamente en la Figura 4 (Kamen & Gabriel, 2010).

Figura 4. Generación del potencial de acción en el tiempo y su relación con la permeabilidad de Sodio y Potasio.



(Kamen & Gabriel, 2010)

Debido a que son varias las fibras musculares inervadas por cada motoneurona, cuando una se activa se generan descargas en muchas fibras musculares de manera casi simultánea. La suma de la actividad de todas estas fibras musculares genera el potencial de acción de la unidad motora o MUAP por sus siglas en inglés (Motor Unit Action Potential). La amplitud del MUAP está determinada por los potenciales de acción de las fibras musculares. Si todos los axones terminales conectados a las fibras musculares son del mismo largo, estas se activarán

simultáneamente produciendo un MUAP de corta duración con amplitud alta. De no ser así, la forma del MUAP será irregular y con muchos picos (Kamen & Gabriel, 2010).

3. Desarrollo de fuerza en un músculo. La fuerza que se desarrolla en un músculo está dada por la cantidad de unidades motoras activas y por el nivel de actividad de cada una de estas. El sistema nervioso utiliza dos mecanismos para producir la fuerza muscular (López, 2006).

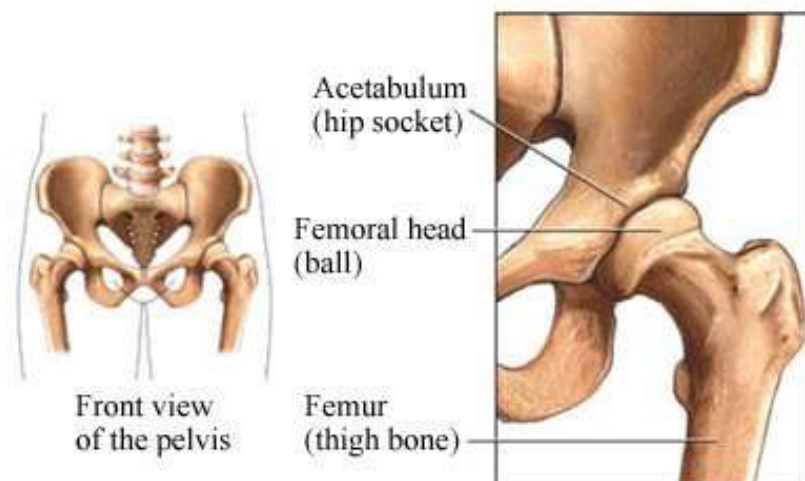
- Mecanismo utilizado para bajos niveles de fuerza: Las unidades motoras se activan de manera selectiva por etapas. Inicialmente son reclutadas las unidades motoras pequeñas o de tipo I, luego las de tipo IIa y finalmente las de tipo IIb. Esto se da de manera progresiva para que cuando la demanda es poca, las unidades motoras tipo I se encarguen y a medida que las necesidades aumentan se utilizan las otras unidades motoras. En el momento de desactivar el proceso se realizan en orden inverso, retirando las unidades motoras que más fuerza brindan primero (López, 2006).
- Mecanismo utilizado para altos niveles de fuerza: Un solo potencial en el nervio genera una contracción débil. Al aumentar la cantidad de potenciales de acción por unidad de tiempo, frecuencia de descarga, la fuerza de contracción del músculo aumenta hasta su límite. Al inicio de la activación la frecuencia de descarga es cercana a 10Hz aunque puede alcanzar frecuencias más altas (López, 2006).

B. Articulación de la cadera

1. Descripción. La articulación de la cadera se conoce formalmente como la articulación coxofemoral. Esta articulación se clasifica como una diartrosis, dentro de las cuales se identifica como enartrosis. Como se puede observar en la Figura 5, la cadera se encarga de unir la cabeza femoral con la cavidad cotiloidea del hueso ilíaco (Rouviere & Delmas, 2005).

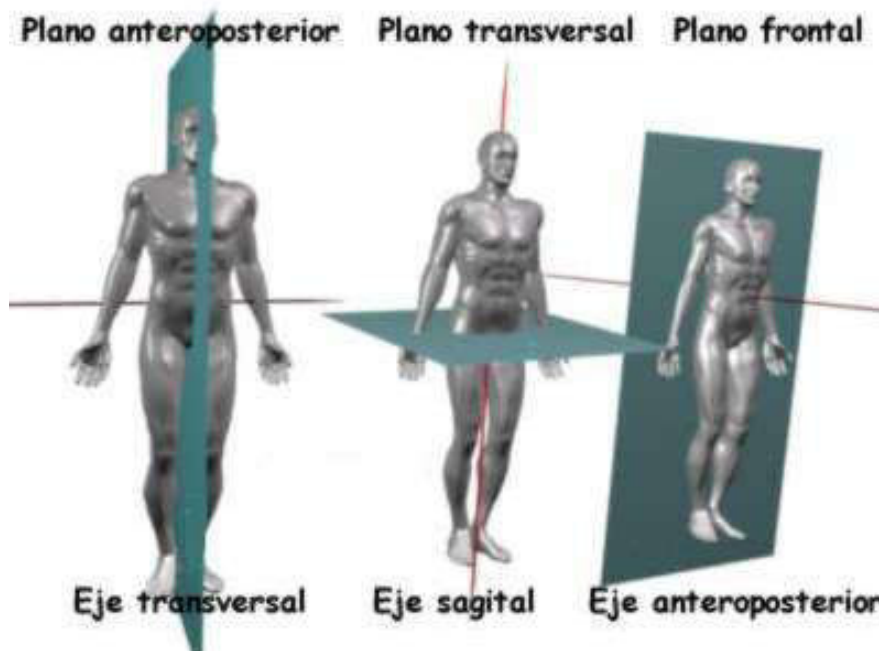
2. Movimientos en la articulación. Los movimientos que tienen lugar en esta articulación se producen alrededor de tres ejes principales. Un eje transversal, un eje anteroposterior, y un eje vertical o sagital, los cuales se muestran en la Figura 6. El movimiento de circunducción resulta del paso sucesivo de la cabeza femoral a través de los diferentes planos del espacio (Rouviere & Delmas, 2005).

Figura 5. Articulación de la cadera.



(Polsdorfer, 2011)

Figura 6. Ejes y planos para los movimientos de la articulación de la cadera.

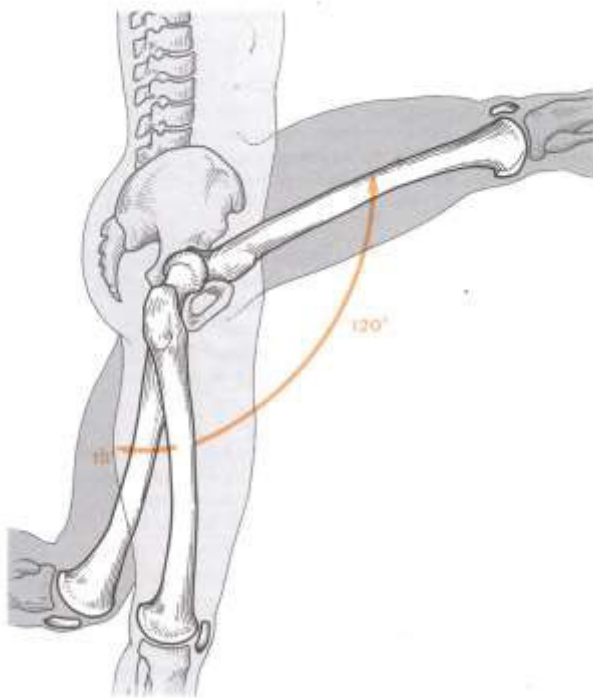


(Costa & Caldwell, 2006)

a. Flexión – extensión. Estos movimientos se efectúan alrededor de un eje transversal que pasa por el centro de la cabeza femoral. Este eje roza lateralmente el trocánter mayor y medialmente la fosita de la cabeza del fémur. La amplitud total desde la extensión extrema hasta la flexión extrema es de 135°. En la Figura 7 se pueden observar los movimientos de flexión y extensión del muslo sobre la pelvis desde una visión lateral. En la figura se presenta tanto la posición inicial como la posición terminal de la extremidad inferior, considerando al sujeto

en posición erguida como su posición inicial. Además, también se pueden observar los valores máximos de cada movimiento (120° para la flexión y 15° para la extensión) (Rouviere & Delmas, 2005).

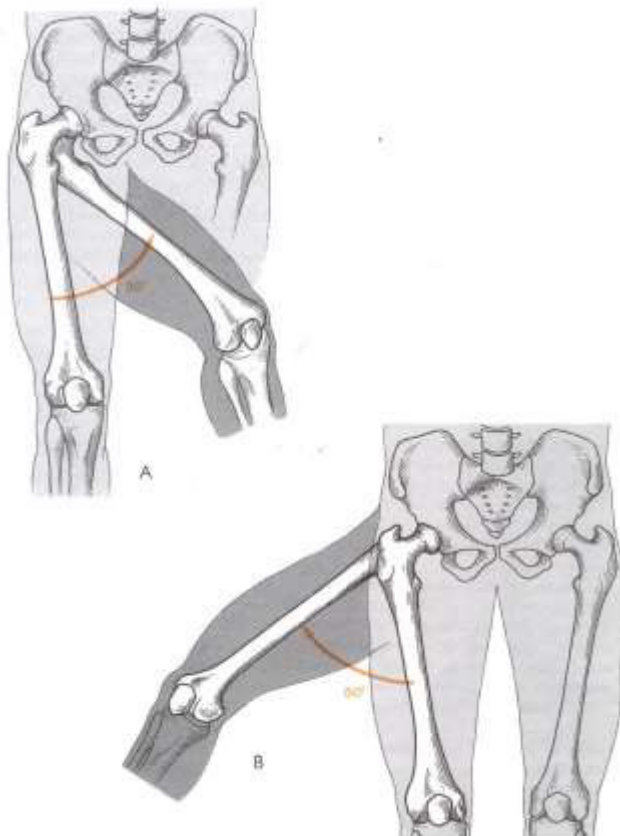
Figura 7. Movimientos de flexión – extensión en la articulación de la cadera.



(Rouviere & Delmas, 2005)

b. **Abducción – aducción.** Estos movimientos se efectúan alrededor de un eje horizontal y anteroposterior que pasa por el centro de curvatura de la cabeza femoral. Puede alcanzar 145° desde la aducción extrema hasta la abducción extrema, pero necesita de ciertos desplazamientos complementarios de la pelvis y del miembro inferior del lado opuesto. La Figura 8 muestra los movimientos de abducción y aducción del muslo desde una visión anterior. El movimiento A representa la aducción del muslo, que cruza anteriormente el muslo del lado opuesto, y alcanza un valor máximo de 20° . El movimiento B representa la abducción, la cual puede alcanzar un valor máximo de 50° (Rouviere & Delmas, 2005).

Figura 8. Movimientos de aducción – abducción en la articulación de la cadera.



(Rouviere & Delmas, 2005).

c. Rotación. Este movimiento se efectúa alrededor del eje mecánico del fémur, que es un eje vertical o sagital que parte del centro de la cabeza femoral y desciende hasta la cara medial del cóndilo medial. La rotación total, cuando el sujeto está erguido con el miembro inferior en extensión, no pasa de 50° . Por el contrario, con el sujeto sentado y el muslo en flexión, puede aumentar hasta 100° en la rotación extrema de lateral a medial, o en la rotación inversa de medial a lateral. En la Figura 9 se puede ver lo que sucede en la extremidad inferior durante este movimiento: en posición erguida, la rotación del muslo se ve acompañada de la rotación de la pierna y del pie, en apoyo sobre el suelo. La importancia de este movimiento consiste en que permite la adaptación de la extremidad inferior, tanto en posición vertical inmóvil como durante la marcha sobre un terreno desigual (Rouviere & Delmas, 2005).

Figura 9. Movimiento de rotación en la articulación de la cadera.



(Rouviere & Delmas, 2005).

C. Articulación de la rodilla

1. Descripción. La articulación de la rodilla se clasifica como una diartrosis, más específicamente como una trocleartrosis. Como se puede apreciar en la Figura 10, en esta articulación se unen 3 huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula (Rouviere & Delmas, 2005).

Figura 10. Articulación de la rodilla.

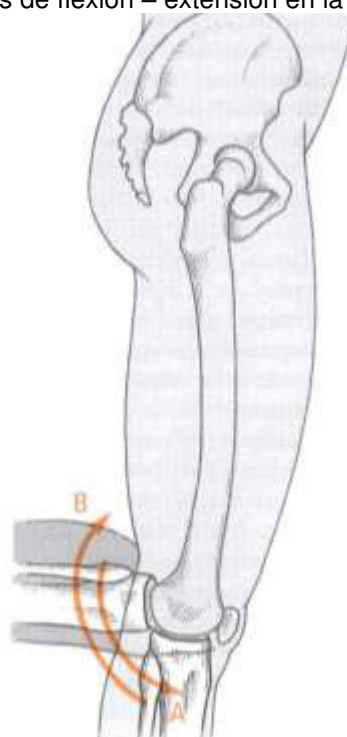


(Borowski, 2011)

2. Movimientos en la articulación

a. Flexión – extensión. Estos movimientos son de importancia capital en la marcha, durante la cual se asocia la flexión – extensión del muslo con la fase de oscilación, la cual se explicará en la siguiente sección. La flexión es necesaria para elevar el pie del suelo y permitir al miembro inferior oscilar, mientras que el miembro opuesto en extensión asegura el apoyo unilateral de la marcha. El pie que se ha elevado describe, en ese momento, un arco de circunferencia en relación con el miembro de apoyo. La Figura 11 muestra los movimientos de flexión y extensión de la rodilla. El movimiento A representa la extensión de la pierna sobre el muslo, mientras que el movimiento B representa la flexión de la pierna sobre el muslo (Rouviere & Delmas, 2005).

Figura 11. Movimientos de flexión – extensión en la articulación de la rodilla.

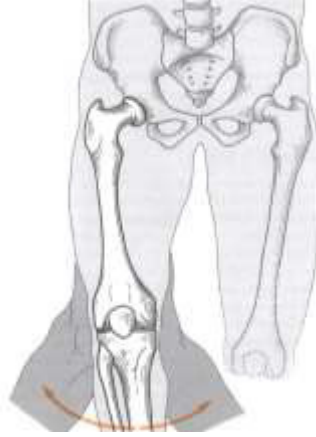


(Rouviere & Delmas, 2005)

b. Rotación independiente de la rodilla. Aunque un movimiento combinado o asociado de rotación acompaña siempre a la flexión y extensión de la pierna, la rotación se presenta habitualmente como un movimiento complementario destinado a adaptar el miembro inferior a las desigualdades del relieve del terreno, tanto cuando el miembro está inmóvil y vertical, como en el curso de la locomoción. Cuando, por ejemplo, el sujeto se encuentra en posición de apoyo en la rodilla, la rotación de la pierna consiste en un cambio en la orientación de la planta del pie, la cual se dirige posteriormente. En la Figura 12 se puede observar el

movimiento de rotación independiente de la rodilla. Para mayor claridad del movimiento, se muestra el muslo en perspectiva, en posición de flexión sobre la pelvis (Rouviere & Delmas, 2005).

Figura 12. Movimiento de rotación independiente en la articulación de la rodilla.



(Rouviere & Delmas, 2005)

D. Ciclo de marcha

1. **Descripción.** Cuando una persona camina, se utiliza una secuencia repetitiva de movimiento de las extremidades inferiores con el fin de mover al cuerpo hacia adelante mientras simultáneamente se mantiene una postura estable. Durante esta secuencia de movimiento, una de las extremidades inferiores actúa como una fuente móvil de apoyo, mientras que la otra avanza hacia un nuevo punto de apoyo o soporte. Luego, las extremidades intercambian su función dentro de la secuencia. Esta serie de eventos es repetida por cada extremidad con sincronización recíproca hasta que la persona ha alcanzado su destino (Perry J. , 1992).

Una sola secuencia de las funciones recién descritas por una de las extremidades se conoce como ciclo de marcha. Debido a que se trata de una secuencia repetitiva, no existe un punto inicial específico. Sin embargo, siendo el momento en el que el pie hace contacto con la superficie el evento más fácilmente definido, usualmente se considera a este evento como el punto inicial de un ciclo de marcha (Perry J. , 1992).

Como una alternativa a esta descripción, Midori Kitagawa define al ciclo de marcha como el tiempo que transcurre entre contactos sucesivos con el pie de una misma pierna. De este modo, se inicia un ciclo de marcha cuando el pie de referencia hace contacto con el suelo, y termina con el contacto posterior del mismo pie con el suelo (Kitagawa, 2010).

2. **Fases.** De manera sencilla, la acción de caminar puede considerarse en dos fases. Una fase de apoyo (60% del ciclo) y una fase de oscilación (40% del ciclo). Durante la fase de apoyo,

las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo por lo general actúan para desacelerar y estabilizar el cuerpo. Al final de la fase de apoyo, el tobillo es el encargado de entregar la energía para impulsar el cuerpo hacia adelante. Al comienzo de la fase de oscilación, la cadera entrega la energía necesaria para elevar la pierna e impulsarla hacia adelante (Walsh, Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation, 2006).

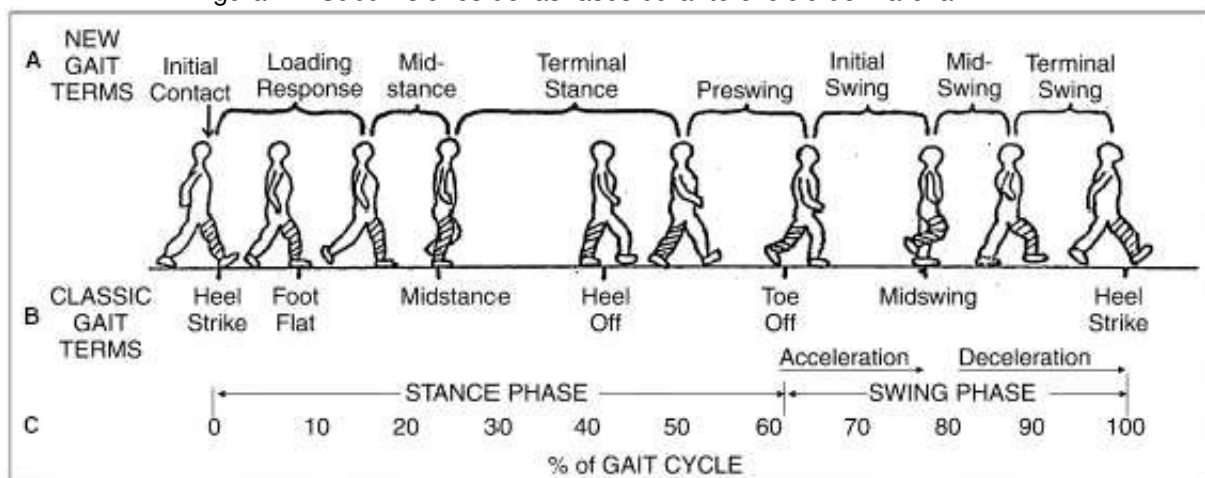
Como se muestra en la Figura 13, la fase de apoyo comienza con el contacto inicial con la superficie (usualmente el contacto inicial se hace con el talón), y termina cuando el pie deja de hacer contacto con la misma (usualmente la punta del pie es lo último en levantarse de la superficie). Por su parte, la fase de oscilación comienza cuando el pie deja de hacer contacto con la superficie, y termina en el momento en el que el talón vuelve a hacer contacto con la superficie (se presenta un nuevo contacto inicial) (Perry J. , 1992).



(Perry J. , 1992)

En la Figura 14 se puede observar detalladamente las subdivisiones de cada una de las fases. Cada fase, con sus respectivas subdivisiones, será explicada individualmente haciendo referencia a los nombres que se muestran en esta figura.

Figura 14. Subdivisiones de las fases durante el ciclo de marcha.

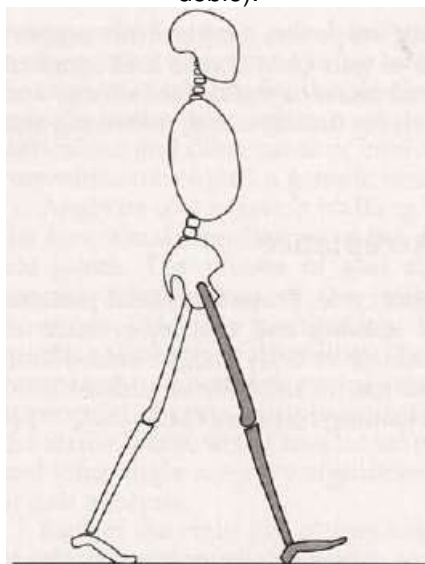


(Uustal & Baerga, 2004)

a. Fase de apoyo. Esta fase abarca el periodo completo durante el cual el pie de la extremidad de referencia se encuentra en el suelo o superficie (Perry J. , 1992). Específicamente, la fase de apoyo se subdivide en tres intervalos durante el ciclo de marcha. Tanto la parte inicial como la parte final de esta fase involucran un periodo en el que ambos pies hacen contacto con la superficie (apoyo doble), mientras que la parte intermedia de la fase contempla solamente el contacto de uno de los pies (apoyo simple) (Uustal & Baerga, 2004).

1) Primer apoyo doble (0-10% del ciclo). Este periodo marca el inicio del ciclo de marcha, y ocurre cuando ambos pies están sobre la superficie luego del contacto inicial. Por lo tanto, comienza con el contacto inicial del pie de referencia (Heel Strike en Figura 14), y termina cuando éste se asienta por completo en la superficie y el pie opuesto deja de estar en contacto con la misma (Foot Flat en Figura 14). Durante este intervalo, la cadera inicia flexionada y luego se extiende conforme el otro pie empieza a despegarse del suelo. Por su parte, la rodilla comienza totalmente extendida, y comienza a flexionarse a medida que transcurre este periodo (Whittle, 2006). En la Figura 15 se muestra el momento del contacto inicial con la extremidad inferior derecha (extremidad sombreada en la figura), el cual marca el inicio de este periodo (Perry J. , 1992).

Figura 15. Contacto inicial con la extremidad inferior derecha (inicio del periodo de primer apoyo doble).

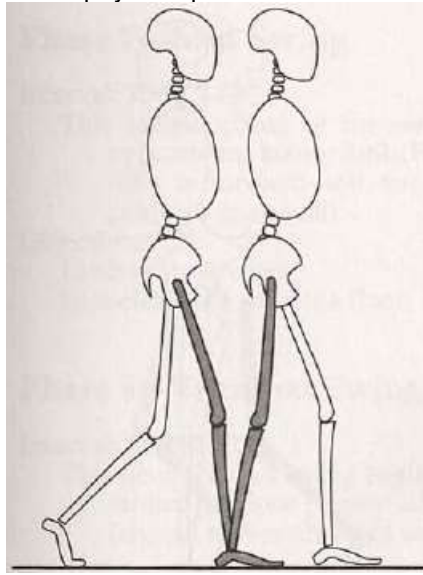


(Perry J. , 1992)

2) Apoyo simple (10-50% del ciclo). Este periodo ocurre cuando solo un pie se encuentra en contacto con la superficie. Por ende, comienza cuando el pie de referencia se encuentra totalmente asentado en la superficie (Foot Flat en Figura 14), y termina con el contacto inicial del pie opuesto (Heel Strike del pie opuesto en Figura 14). Durante este periodo, la cadera mantiene la tendencia del intervalo anterior, es decir que continúa extendiéndose de

modo que la pierna, en relación al cuerpo, cambia de una posición anterior (adelante) a una posición posterior (atrás). La rodilla, en cambio, se extiende nuevamente hasta alcanzar un valor máximo, y luego comienza a flexionarse (Whittle, 2006). En la Figura 16 se puede observar el cambio de posición de la extremidad inferior (extremidad sombreada en la figura) en relación al cuerpo, el cual ocurre durante este periodo (Perry J. , 1992).

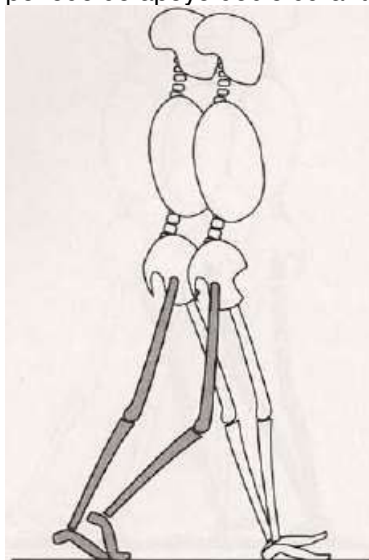
Figura 16. Periodo de apoyo simple de la extremidad inferior derecha.



(Perry J. , 1992)

3) Segundo apoyo doble (50-60% del ciclo). Este periodo ocurre cuando ambos pies están en contacto con la superficie por segunda vez en el ciclo. Por consiguiente, comienza cuando el pie opuesto hace contacto con el suelo (Heel Strike del pie opuesto en Figura 14), y termina cuando el pie de referencia se despegas del suelo (Toe Off en Figura 11). Tanto la cadera como la rodilla comienzan a flexionarse durante este periodo (Whittle, 2006). Como se puede ver en la Figura 17, este periodo marca el final de la fase de apoyo de la extremidad inferior derecha (extremidad sombreada en la figura), el cual coincide con el comienzo de la fase de apoyo de la extremidad inferior izquierda (extremidad no sombreada en la figura) (Perry J. , 1992).

Figura 17. Segundo periodo de apoyo doble durante el ciclo de marcha.



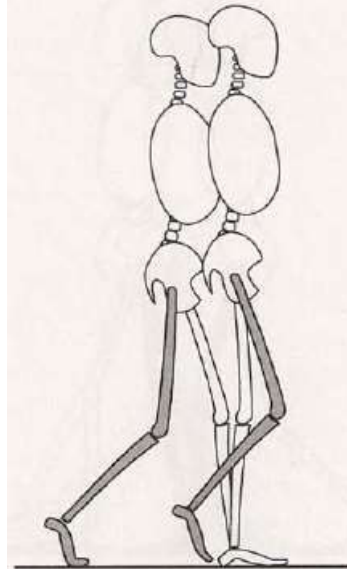
(Perry J. , 1992)

b. Fase de oscilación. Esta fase abarca el periodo completo durante el cual el pie de la extremidad inferior de referencia se encuentra oscilando sobre el suelo o superficie (Perry J. , 1992). Entrando en detalle, la fase de oscilación representa 40% del ciclo de marcha y se subdivide en tres intervalos. Las tres subdivisiones de esta fase permiten el avance hacia adelante de la extremidad inferior de la persona (Uustal & Baerga, 2004).

1) Oscilación inicial (60-73% del ciclo). Este periodo comienza cuando el pie de referencia se ha levantado de la superficie (Toe Off en Figura 14), y termina cuando el mismo está inmediato a alcanzar al pie opuesto (pie de apoyo en ese momento). La rodilla continúa flexionándose rápidamente hasta alcanzar su valor máximo justo al final de este periodo, lo cual es consecuencia de que la cadera también se encuentra flexionada (Whittle, 2006). La Figura 18 muestra el punto inicial y punto final de este periodo (Perry J. , 1992).

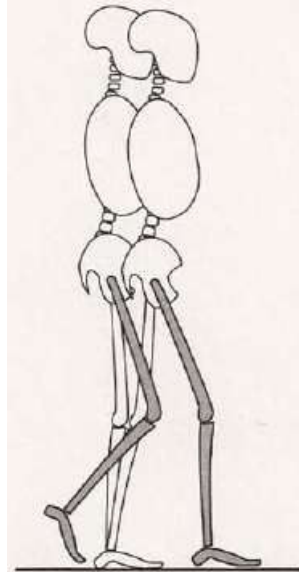
2) Oscilación media (73-87% del ciclo). Este periodo comienza cuando el pie de referencia ha alcanzado al pie opuesto (pie de apoyo en ese momento), y termina cuando la extremidad inferior se encuentra en posición anterior (adelante) respecto al cuerpo, además la tibia se encuentra en posición vertical. El movimiento hacia adelante de la pierna se consolida gracias a que la cadera continúa flexionándose. Por su parte, la rodilla empieza a extenderse rápidamente debido al efecto de la gravedad (Whittle, 2006). En la Figura 19 se puede observar tanto el punto inicial como el punto final de este periodo (Perry J. , 1992).

Figura 18. Periodo de oscilación inicial durante el ciclo de marcha.



(Perry J. , 1992)

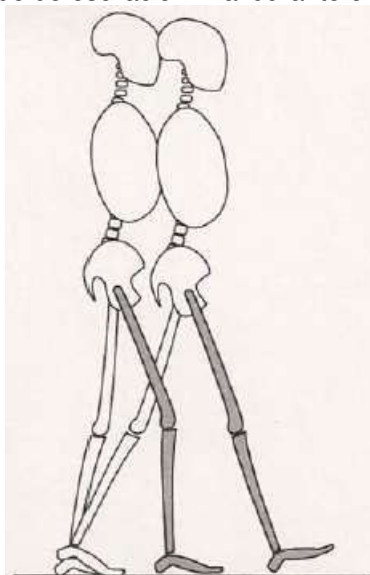
Figura 19. Periodo de oscilación media durante el ciclo de marcha.



(Perry J. , 1992)

3) Oscilación final (87-100% del ciclo). Este periodo comienza cuando la tibia se encuentra en posición vertical, y termina con el contacto inicial del pie de referencia (Heel Strike en Figura 14). La rodilla continúa extendiéndose con el fin de completar el movimiento hacia adelante de la pierna. La cadera, en cambio, alcanza su punto máximo de flexión al comienzo de este periodo, y tiende a extenderse ligeramente antes de que el pie de referencia haga contacto con la superficie (Whittle, 2006). En la Figura 20 se puede apreciar el punto inicial y el punto final de este periodo (Perry J. , 1992).

Figura 20. Periodo de oscilación final durante el ciclo de marcha.



(Perry J. , 1992)

c. Interacción de las fases durante el ciclo de marcha. De acuerdo a la información recién expuesta sobre cómo se encuentra dividido el ciclo de marcha de una persona en fases y subdivisiones, se puede observar un resumen de dicha información en la Tabla 1. Adicionalmente, en la tabla se muestra el porcentaje del ciclo de marcha que cada fase o subdivisión representa (Kitagawa, 2010) (Perry J. , 1992).

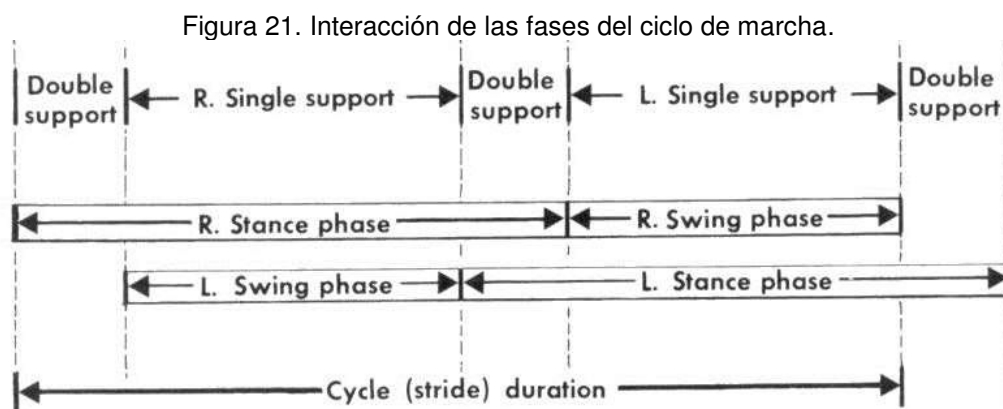
Tabla 1. Fases del ciclo de marcha con sus respectivas subdivisiones.

Fases	Subdivisiones
Fase de apoyo (60%):	<ul style="list-style-type: none"> - Primer apoyo doble (10%) - Apoyo simple (40%) - Segundo apoyo doble (10%)
Fase de oscilación (40%):	<ul style="list-style-type: none"> - Oscilación inicial (13%) - Oscilación media (14%) - Oscilación final (13%)

(Kitagawa, 2010) (Perry J. , 1992)

Hasta el momento se ha explicado qué sucede durante el ciclo de marcha analizando cada extremidad inferior por separado. Sin embargo, Midori Kitagawa muestra gráficamente en la Figura 21 cómo están relacionadas entre sí las fases del ciclo de cada extremidad inferior. Lo más relevante que se puede observar en la figura es el hecho que la fase de oscilación de una extremidad coincide exactamente con una de las subdivisiones de la fase de apoyo (apoyo

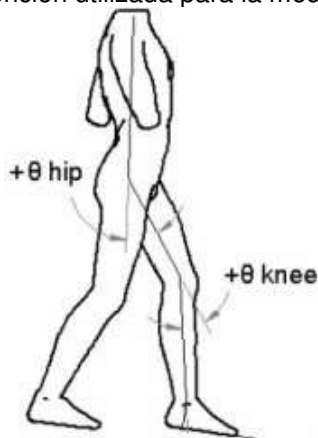
simple). De igual forma se puede apreciar, por ejemplo, que en un momento dado de la marcha de una persona, el periodo de apoyo doble representa tanto el final de la fase de apoyo de la extremidad inferior derecha como el comienzo de la fase de apoyo de la extremidad inferior izquierda (Kitagawa, 2010).



(Kitagawa, 2010)

3. Rango de movimiento. En la Figura 22 se puede observar la convención utilizada para la medición de los ángulos de movimiento de cada articulación. Para el caso de la cadera, el ángulo se mide a partir del eje vertical, tomando valores positivos en la dirección de flexión de la cadera, y valores negativos en la dirección de extensión. En el caso de la rodilla, el ángulo se mide a partir del eje que pasa por la línea central del fémur, tomando valores positivos en la dirección de flexión de la rodilla, y valores negativos en la dirección de extensión (Walsh, Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation, 2006).

Figura 22. Convención utilizada para la medición de ángulos.



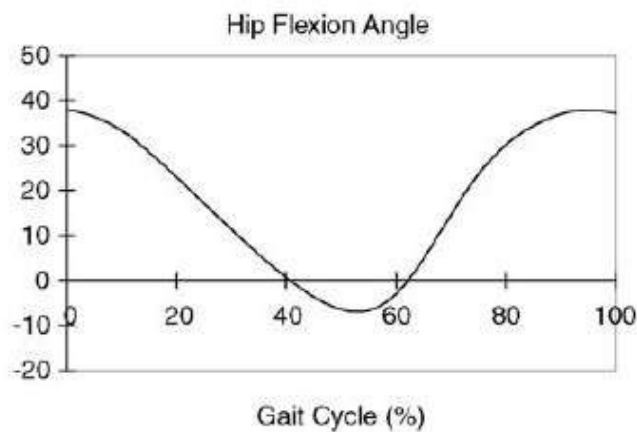
(Walsh, Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation, 2006)

Durante el ciclo de marcha, el rango de movimiento, tanto de la articulación de la cadera como la articulación de la rodilla, varía en cada persona dependiendo de factores como la velocidad a la que se camina y características individuales de la persona. Sin embargo, tomando los valores promedio de varios estudios, se ha determinado que el rango de movimiento para la articulación de la cadera es de aproximadamente 45° , registrando un valor mínimo de -15° (15° de extensión) y un valor máximo de 35° (35° de flexión). Por su parte, el rango de movimiento para la articulación de la rodilla es aproximadamente entre 0° y 65° (Walsh, Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation, 2006).

4. Movimiento en la cadera. La Figura 23 muestra el ángulo de movimiento de la articulación de la cadera en función del porcentaje del ciclo de marcha. Al iniciar el ciclo de marcha con el contacto inicial, la cadera se encuentra flexionada 30° respecto al eje vertical. Durante el primer periodo de la fase de apoyo (primer apoyo doble) la cadera cambia ligeramente su posición. Luego, a lo largo del siguiente periodo (apoyo simple) la cadera se extiende hasta alcanzar su valor mínimo (aproximadamente 10° en la dirección de extensión) justo en el momento que el otro pie hace su contacto inicial (alrededor del 50% del ciclo de marcha) (Perry J. , 1992).

En el periodo final de la fase de apoyo (50-60% del ciclo) la cadera empieza a flexionarse, alcanzando la posición neutral de 0° justo al final de este periodo. El movimiento de flexión en la cadera continúa a lo largo de los primeros dos periodos de la fase de oscilación. Durante la oscilación inicial, la cadera realiza la mayor parte de su rango de flexión, alcanzando una posición alrededor de los 25° (73% del ciclo). Luego, en el periodo de oscilación media se alcanzan los últimos 10° de flexión (87% del ciclo). En el periodo final de oscilación, la cadera cambia la dirección de su movimiento, por lo que realiza extensión hasta alcanzar una posición aproximada de 30° (100% del ciclo) (Perry J. , 1992).

Figura 23. Posición angular de la articulación de la cadera durante el ciclo de marcha.



(Stansfield B. , Hillman, Hazlewood, & Robb, 2006)

La Tabla 2 muestra, de forma sintetizada, el cambio en la posición de la articulación de la cadera en relación al eje vertical para cada periodo del ciclo de marcha según Jaqueline Perry. Además, la tabla indica qué movimiento (flexión o extensión) se realizó durante cada periodo (Perry J. , 1992).

Tabla 2. Posición de la articulación de la cadera en función de las subdivisiones del ciclo de marcha, especificando el movimiento realizado en cada periodo.

Fase	Subdivisión	% del ciclo	Posición	Movimiento realizado
Apoyo	Primer apoyo doble	0 – 10 %	De 30° a 25°	Extensión
	Apoyo simple	10 – 50 %	De 25° a -10°	
	Segundo apoyo doble	50 – 60 %	De -10° a 0°	Flexión
Oscilación	Oscilación inicial	60 – 73 %	De 0° a 25°	
	Oscilación media	73 – 87 %	De 25° a 35°	
	Oscilación final	87 – 100 %	De 35° a 30°	Extensión

(Perry J. , 1992)

5. Movimiento en la rodilla. En la Figura 24 se puede observar el ángulo de movimiento de la articulación de la rodilla en función del porcentaje de ciclo de marcha. Durante el ciclo completo, la rodilla atraviesa cuatro etapas, en las que se alternan los movimientos de flexión y extensión. Al iniciar el ciclo de marcha con el contacto inicial, la rodilla se encuentra flexionada 5° respecto al eje que cruza la línea central del fémur. A lo largo del primer periodo de la fase de apoyo, la rodilla termina su primera etapa de flexión, alcanzando un valor aproximado de 20° (10 – 12% del ciclo). Éste es el momento en el que la rodilla se encuentra bajo la mayor carga de peso (Perry J. , 1992).

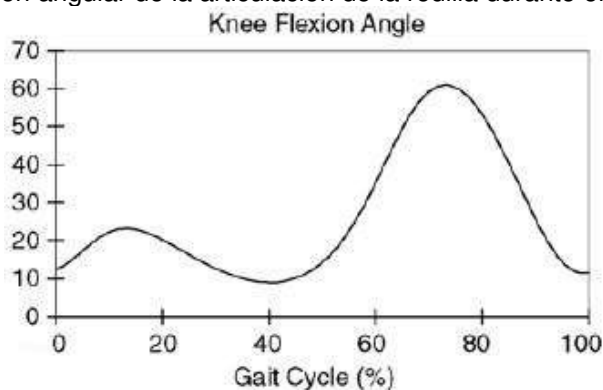
Durante el segundo periodo de la fase de apoyo (apoyo simple), la rodilla se extiende gradualmente. El valor mínimo de 5° se alcanza alrededor del 40% del ciclo. Este valor se mantiene por un periodo corto de tiempo hasta que la rodilla lentamente comienza a flexionarse nuevamente. La razón de cambio del movimiento de extensión es aproximadamente la mitad de la razón de cambio del movimiento de flexión durante la fase de apoyo (Perry J. , 1992).

La segunda etapa de flexión comienza en la parte final de la fase de apoyo. La rodilla se flexiona rápidamente hasta alcanzar un valor aproximado de 40° al momento de iniciar la fase de oscilación (60% del ciclo). La razón de cambio del movimiento de flexión se mantiene a lo largo

del primer periodo de oscilación, alcanzando un valor máximo de 60° al final de este periodo (73% del ciclo) (Perry J. , 1992).

Al comenzar el periodo de oscilación media, la rodilla mantiene su posición por un periodo corto de tiempo. Luego toma lugar la segunda etapa de extensión de la rodilla. Este movimiento de extensión continúa a la misma razón de cambio durante el periodo final de oscilación, hasta alcanzar el valor mínimo de 2° (97% del ciclo). Este valor mínimo varía de persona a persona. Sin embargo, la posición final de la rodilla al terminar el ciclo de marcha alcanza un valor promedio de 5° (Perry J. , 1992).

Figura 24. Posición angular de la articulación de la rodilla durante el ciclo de marcha.



(Stansfield B. , Hillman, Hazlewood, & Robb, 2006)

En la Tabla 3 se puede observar una síntesis del cambio en la posición de la articulación de la rodilla para cada periodo del ciclo de marcha según Jaqueline Perry. Adicionalmente, la tabla indica qué movimiento (flexión o extensión) se realizó durante cada periodo (Perry J. , 1992).

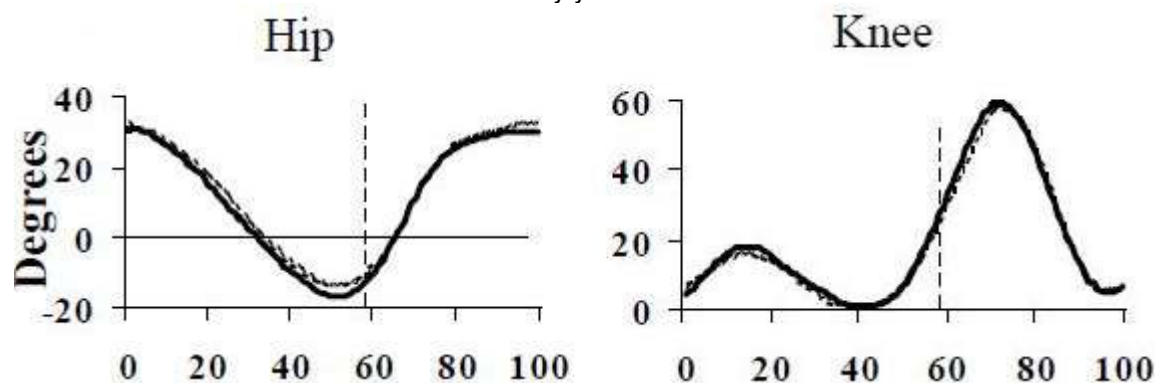
Tabla 3. Posición de la articulación de la rodilla en función de las subdivisiones del ciclo de marcha, especificando el movimiento realizado en cada periodo.

Fase	Subdivisión	% del ciclo	Posición	Movimiento realizado
Apoyo	Primer apoyo doble	0 – 10 %	De 5° a 20°	Flexión
	Apoyo simple	10 – 50 %	De 20° a 5°	Extensión
	Segundo apoyo doble	50 – 60 %	De 5° a 40°	Flexión
Oscilación	Oscilación inicial	60 – 73 %	De 40° a 60°	
	Oscilación media	73 – 87 %	De 60° a 20°	Extensión
	Oscilación final	87 – 100 %	De 20° a 5°	

(Perry J. , 1992)

6. Movimiento de las articulaciones en niños. En la Figura 25 se muestra la gráfica de la posición angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla en función del ciclo de marcha completado según Ganley y Powers. En este estudio se compara la cinética y cinemática de la marcha de niños de 7 años con la cinética y cinemática de los adultos. Los resultados demostraron que si se utilizan datos específicos para la edad del niño, la cinética de la marcha es similar a la de los adultos para las variables examinadas (momento y potencia). Más importante aún, la cinemática de las articulaciones de la cadera y la rodilla (posición angular de la articulación) no muestra diferencias significativas en comparación con la cinemática de los adultos (Ganley & Powers, 2003).

Figura 25. Posición angular de la cadera y la rodilla en niños durante el ciclo de marcha según Ganley y Powers.



(Ganley & Powers, 2003).

E. Electromiografía

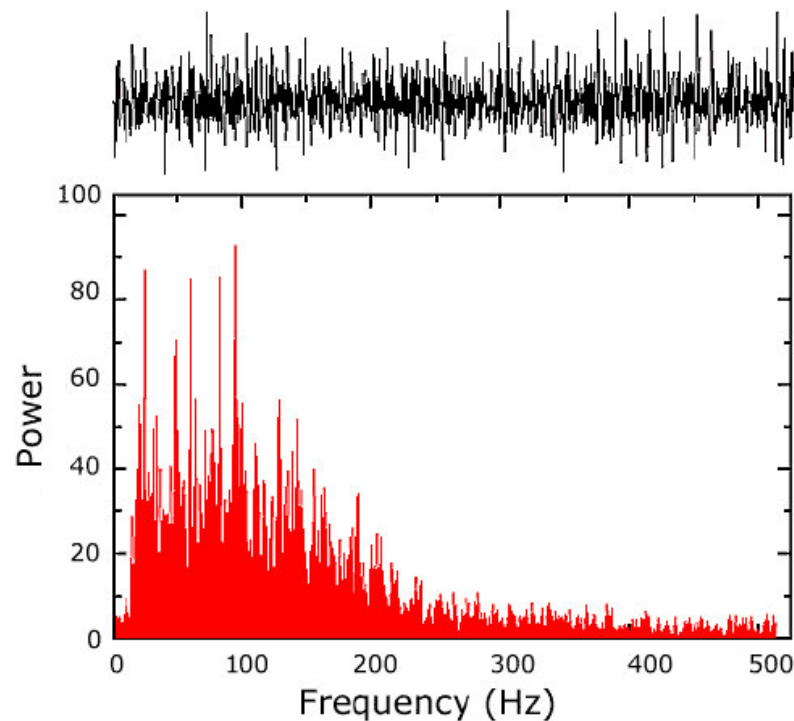
La electromiografía es la disciplina que estudia las señales eléctricas emanadas por los músculos en contracción. A su vez, la electromiografía trata con la detección, análisis y uso de las señales eléctricas. Las señales estudiadas por esta disciplina son conocidas como señales electromiográficas o señales mioeléctricas (De Luca, Electromyography, 2006).

Existen dos tipos principales de electromiografía. La electromiografía clínica, o de diagnóstico, es utilizada comúnmente por fisiatras y neurólogos. Se usa para ayudar en el diagnóstico de alguna patología neuromuscular y se enfocan en el estudio de las características del MUAP por duración y amplitud. Estos estudios son capaces de aislar la actividad de una sola unidad motora. La kinesiólogía, es un tipo de electromiografía enfocada en el análisis del movimiento. Esta electromiografía analiza la relación entre la función muscular y el movimiento del cuerpo. Adicionalmente evalúa el tiempo de la actividad muscular según el movimiento y en algunos casos la fuerza realizada por el músculo (Rash, 2009).

1. **Señal electromiográfica.** La señal electromiográfica es la manifestación electrónica de la activación neuromuscular asociada a la contracción muscular. La señal electromiográfica (EMG) es capturada por electrodos localizados en el músculo cuando la corriente generada por el flujo iónico en la membrana de las fibras musculares se propagan por los tejidos y llegan a ellos (De Luca, *Electromyography*, 2006).

La amplitud de estas señales se encuentra en el rango de 0 a 10mV pico a pico. Por esta razón es necesario que sean altamente amplificadas. La energía utilizable de la señal está en el rango de 0 a 500Hz. Sin embargo, la mayor parte de la energía se encuentra entre 50 y 150Hz, como se muestra en el espectro de frecuencia de la señal EMG presentada en la Figura 26.

Figura 26. Espectro de frecuencia de las señales electromiográficas.



(De Luca, *Surface Electromyography: Detection and Recording*, 2002)

Estas señales se pueden representar como la sumatoria de los trenes de potenciales de acción de la unidad motora (MUAPs) capturados, como se muestra en la Figura 27 (De Luca, *Electromyography*, 2006) (Kamen & Gabriel, 2010).

Cada potencial de acción de la unidad motora genera una cantidad de energía en la señal electromiográfica. Debido a esto, si la frecuencia de descarga del potencial de acción aumenta el músculo se contrae más fuerte y el nivel de la señal electromiográfica aumenta (Florimond, 2010). De igual forma, a medida que se reclutan más unidades motoras, el nivel de la señal electromiográfica aumenta. En resumen, la señal EMG refleja directamente el reclutamiento y

descarga de las unidades motoras capturadas en el músculo estudiado. Esta relación se muestra en la Figura 28 (Konrad, 2005).

Figura 27. Señal electromiográfica compuesta por la suma de los MUAPs.

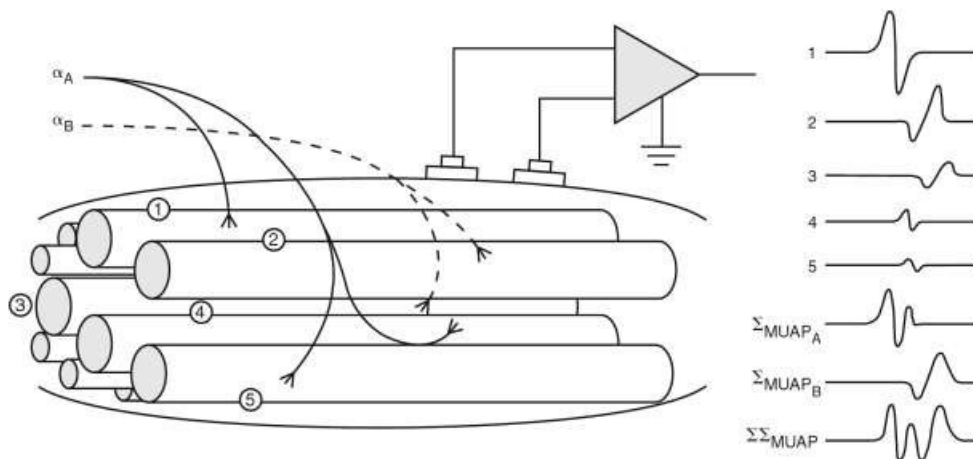
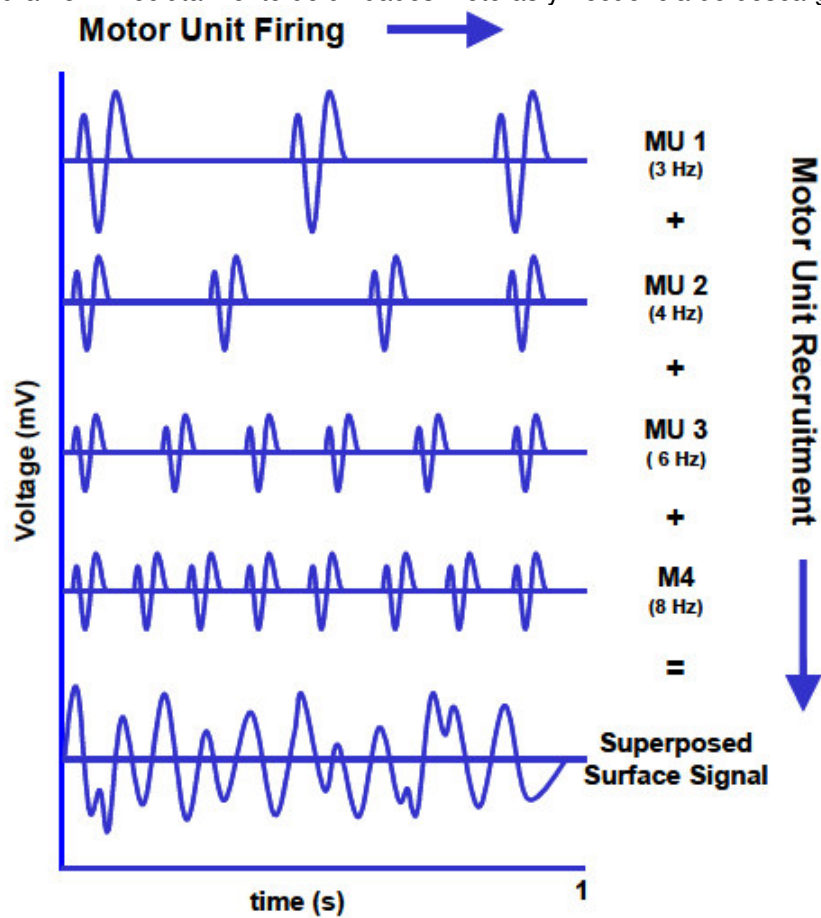


Figura 28. El reclutamiento de unidades motoras y frecuencia de descarga.



(Konrad, 2005)

a. Factores que afectan las señales electromiográficas. Además del reclutamiento de unidades motoras y la frecuencia de descarga existen otros factores que tienen influencia en la señal electromiográfica capturada. Entre estos se encuentran los factores físicos, ruido externo, interfaz tejido electrodo, entre otros.

La amplitud de la señal electromiográfica varía conforme el largo del músculo. A su vez, la longitud del músculo se relaciona inversamente con la frecuencia de las unidades motoras de potencial de acción. Es posible que a longitudes musculares mayores, la actividad de las unidades motoras se sincronicen y debido a esto la frecuencia de la señal electromiográfica decrezca (Kamen & Gabriel, 2010).

La temperatura modifica tanto la amplitud de la señal electromiográfica como su espectro de frecuencias. Cuando la temperatura decrece, la frecuencia de las señales electromiográficas baja y se observa un efecto similar al de un músculo con fatiga. Sin embargo, cuando la temperatura es baja la amplitud de la señal EMG crece. Debido a esto se recomienda mantener una temperatura constante durante la captura de señales electromiográficas (Kamen & Gabriel, 2010).

Cuando se utilizan electrodos para la captura de la señal, se ha demostrado que la amplitud del potencial de acción decrece cuando se incrementa la distancia desde la fibra muscular y el electrodo. Es decir que, entre más profundo se encuentre el músculo, menor será la amplitud de la señal que percibamos de él. En los casos de electromiografía de superficie, la amplitud y frecuencia de la señal son afectadas por el tejido entre el electrodo y la fibra. Este tejido tiene efecto de filtro pasa baja, el cual aumenta cuando la distancia se incrementa (Kamen & Gabriel, 2010).

La fatiga del músculo y las patologías neuromusculares como distrofias o inflamación de los éstos, son factores que decrecen la velocidad de conducción de la fibra muscular. Con la edad, la velocidad de conducción de la fibra aumenta siendo esta mayor en adultos que en niños (Kamen & Gabriel, 2010).

2. Tipos de electromiografía. Existen dos principales tipos de electromiografía. Entre estos se incluye la electromiografía de superficie (SEMG), técnica no invasiva usada para medir la actividad muscular resultante de las contracciones y relajaciones del músculo. El otro tipo, la electromiografía intermuscular es una técnica invasiva para medir la actividad eléctrica del músculo al contraerse o relajarse (Hong, 2007). El tipo de electromiografía está definida por el tipo de electrodo utilizado.

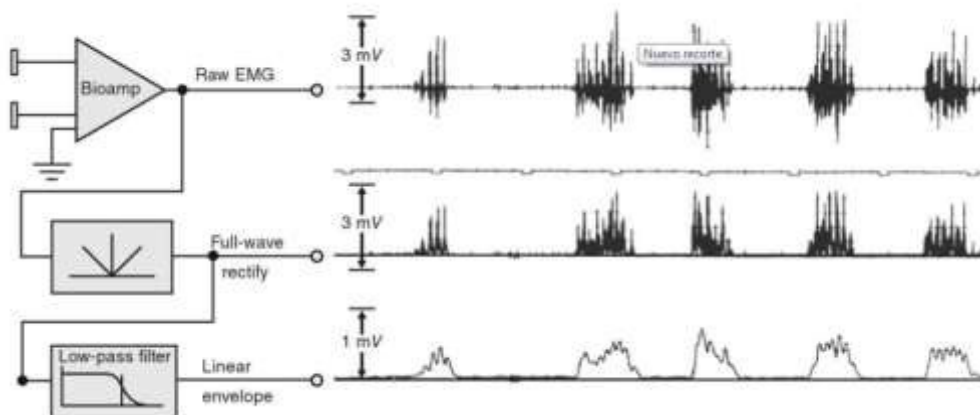
3. Procesamiento de señales electromiográficas. La amplitud de la señal electromiográfica es utilizada como medida de la actividad del músculo ante un impulso nervioso.

La amplitud de de la onda es proporcional al número de unidades motoras activadas por la estimulación nerviosa. El análisis de señales electromiográficas está basado en asumir un proceso estocástico cuya desviación es proporcional al número de unidades motoras y la tasa de disparo (Kamen & Gabriel, 2010).

a. **Detección lineal de envolvente.** La detección de envolvente lineal es la técnica de demodulación comúnmente utilizada para extraer información de las señales electromiográficas. El término envolvente hace referencia al contorno de la forma de una señal. La actividad electromiográfica es considerada como una señal modulada en amplitud en la que la información se encuentra en su envolvente. La modulación en amplitud se asume para representar cambios en la activación de unidades motores durante una contracción muscular (Kamen & Gabriel, 2010).

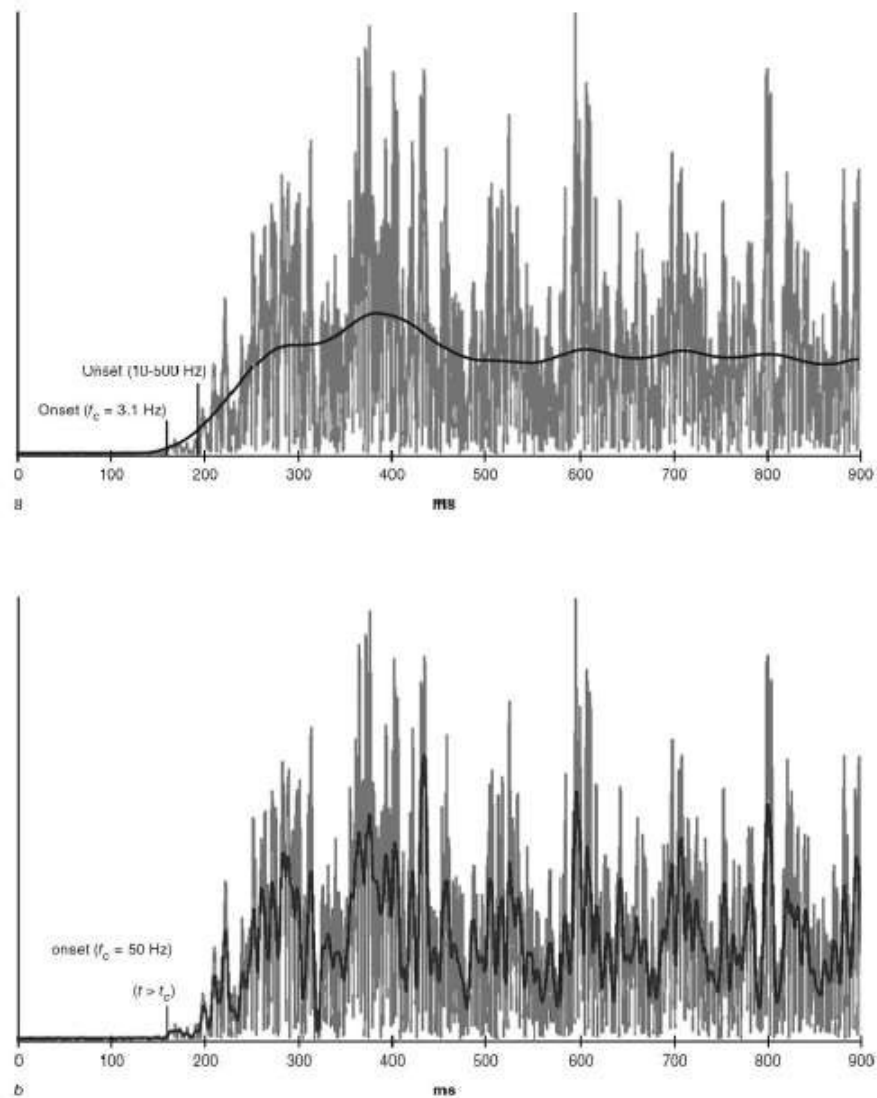
La detección de envolvente lineal sigue varios pasos para obtener la envolvente de la señal electromiográfica (Figura 29). El primer paso es la rectificación de onda completa. En este paso se toma el valor absoluto de cada dato de la señal electromiográfica, de esta forma en todo momento la señal tiene valores positivos. En el siguiente paso, la señal rectificada pasa por un filtro pasa baja. El rango de la frecuencia de corte del filtro pasa baja se encuentra entre 3 y 60Hz. Sin embargo, la mayoría de investigadores utiliza una frecuencia abajo de 20Hz. La frecuencia de corte a utilizar depende del objetivo que tenga el estudio. En la Figura 30 se muestra la comparación de una frecuencia de corte de 3.1Hz y una de 50Hz (Kamen & Gabriel, 2010).

Figura 29. Pasos involucrados en la detección de envolvente lineal de una señal electromiográfica.



(Kamen & Gabriel, 2010)

Figura 30. Comparación de la envolvente lineal utilizando una frecuencia de corte de 3.1 Hz (a) y una frecuencia de corte de 50Hz.



(Kamen & Gabriel, 2010)

F. Electrodo

En la recolección de señales electromiográficas es importante recordar que las características observadas en las señales dependen del aparato que se utilice para la adquisición de ellas. Existen dos tipos principales de electrodos usados para la detección de señales electromiográficas: los electrodos de superficie y los de inserción, entre los que se incluyen los electrodos de alambre y de aguja. Normalmente los electrodos son utilizados de manera individual o en parejas. La configuración con un electrodo es conocida como mono polar y la de dos electrodos como bipolar.

1. Tipos de electrodos

a. **Electrodos de superficie.** Los electrodos de superficie se caracterizan por ser no invasivos y se subdividen en pasivos y activos. Los electrodos pasivos son aquellos que consisten de una superficie conductora que al estar en contacto con la piel detecta la corriente que pasa por ella. La forma más sencilla de un electrodo pasivo consiste en un disco de plata adherido a la piel cuya conductividad se ve mejorada con el uso de un gel conductor. Adicionalmente su impedancia puede reducirse preparando el área a estudiar. El más utilizado actualmente es el electrodo de plata-cloruro de plata (silver-silver chloride) debido a su peso liviano, tamaño reducido, confiabilidad y durabilidad (De Luca, Electromyography, 2006).

Los electrodos activos, por su parte, contienen amplificadores electrónicos con alta impedancia de entrada en la misma superficie de detección. Esta mejora hace a los electrodos activos menos sensibles a la impedancia de la interfaz electrodo-piel, mejorando su calidad. El objetivo principal de estos electrodos es eliminar la necesidad de preparar la piel y agregar un medio conductor, como el gel que utilizan los pasivos. Estos electrodos no son confiables a largo plazo debido a que la sustancia dieléctrica que utilizan se erosiona. Sin embargo logran a tener una impedancia de entrada alta con una resistencia de hasta $10T\Omega$ y una capacitancia pequeña de $3pF$ (De Luca, Electromyography, 2006).

b. **Electrodos de aguja.** Los electrodos de aguja son los más comúnmente utilizados. Existe una amplia variedad de electrodos de aguja disponibles en el mercado, siendo el más popular el concéntrico utilizado en aplicaciones clínicas. El electrodo concéntrico en su configuración mono polar consiste en una cánula con un alambre donde solo la punta se encuentra desnuda y funciona como superficie de conducción. La configuración bipolar de este electrodo contiene otro alambre en la cánula con el cual se tiene otra superficie de conducción (De Luca, Electromyography, 2006).

Este tipo de electrodos tiene dos principales ventajas. La primera es que su pequeña área de recolección permite detectar el potencial de acción de la unidad motora de manera individual durante contracciones ligeras. La otra ventaja es que luego de insertado puede reposicionarse en el músculo. Esto es de gran beneficio para modificar el área de captura y mejorar la calidad de la señal u observar la actividad de otra área sin insertar nuevamente la aguja (De Luca, Electromyography, 2006).

c. **Electrodos de alambre.** Los finos electrodos de alambre, son implantados fácilmente en el músculo esquelético y son menos dolorosos que los electrodos de aguja, por lo que han revolucionado los estudios de kinesiología. Estos electrodos están hechos de alambre rígido inoxidable de diámetro pequeño y aislado. Comúnmente están fabricados con platino,

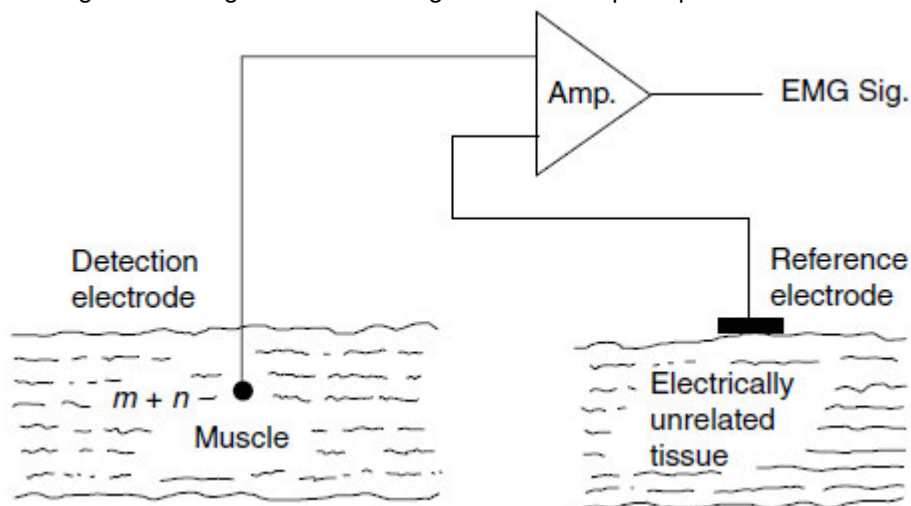
níquel, plata y cromo. Como aislante se utiliza nylon, polipropileno o teflón (De Luca, Electromyography, 2006).

En kinesiología son utilizados para capturar señales que son proporcionales al nivel de contracción del músculo. Otra función que se les da es el monitoreo de trenes de potenciales de acción de la unidad motora (De Luca, Electromyography, 2006).

2. Configuración de electrodos

a. Configuración mono polar. Utilizando la configuración mono polar la actividad eléctrica en el músculo o en la superficie de la piel es fácilmente adquirida utilizando un único electrodo con un solo punto de detección. De esta forma es posible detectar el potencial eléctrico en el punto con respecto a un electrodo de referencia. El electrodo de referencia debe colocarse en un punto con poca actividad muscular o que su actividad esté lo más desasociado posible de la actividad en el punto de captura (De Luca, Electromyography, 2006). El diagrama de la configuración mono polar se muestra en la Figura 31.

Figura 31. Diagrama de la configuración mono polar para electrodos.



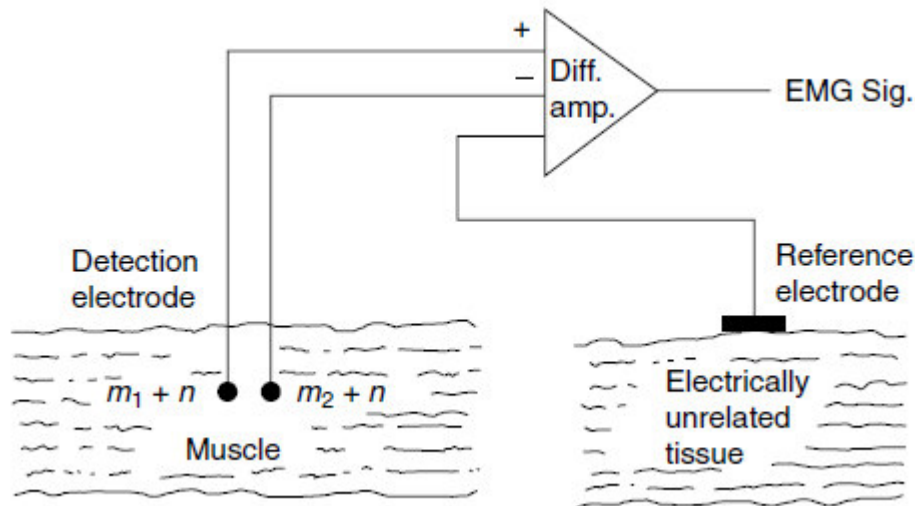
(De Luca, Electromyography, 2006)

Este tipo de configuración es utilizado en ambientes clínicos debido a su simplicidad técnica. Sin embargo, esta configuración presenta la desventaja que detecta todas las señales eléctricas en las cercanías de la superficie de detección. De esta forma, a menudo en la captura son incluidas señales de fuentes indeseadas o de músculos que no son de interés (De Luca, Electromyography, 2006).

b. Configuración bipolar. La configuración bipolar utiliza dos superficies para detectar dos diferentes potenciales en el músculo con respecto al electrodo de referencia. Posteriormente se utiliza un amplificador diferencial en donde la diferencia entre ambas señales es amplificada.

Esto se realiza para eliminar las componentes de la señal en común, lo cual es de gran beneficio para eliminar el ruido presente en ambas señales. El diagrama de la configuración bipolar de electrodos se muestra en la Figura 32. La distancia entre electrodos afecta la susceptibilidad para detectar actividad en los músculos adyacentes y profundos. Se recomienda un espaciamiento entre electrodos de 1 a 2.4 pulgadas (De Luca, Electromyography, 2006).

Figura 32. Diagrama de configuración bipolar de electrodos.



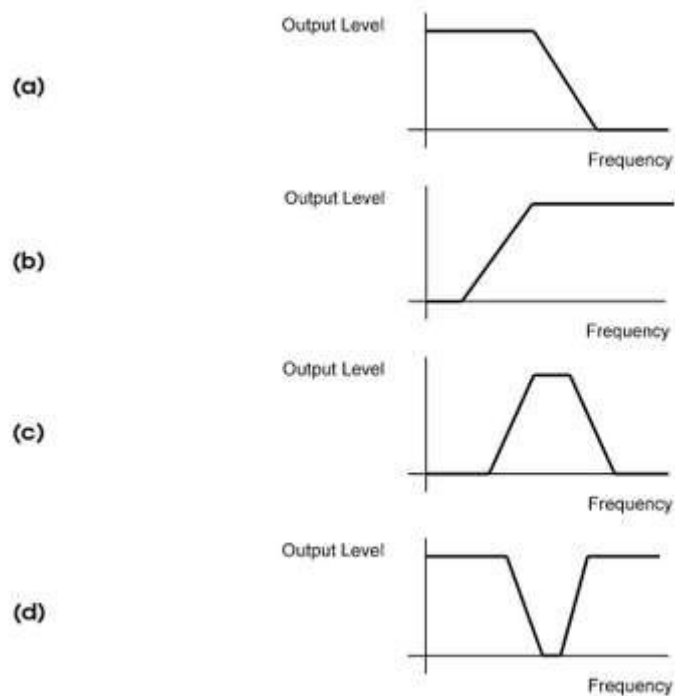
(De Luca, Electromyography, 2006)

G. Filtros analógicos

Un filtro es una red electrónica que modifica las características de amplitud y/o fase de una señal con respecto a su frecuencia. Comúnmente los filtros son utilizados para enfatizar ciertos rangos de frecuencia, es decir que permite o no transmitir una o varias bandas de frecuencia mientras se rechaza el resto. El filtro tiene una ganancia, la cual depende de la señal de la frecuencia (Lacanette, 2010). La banda de paso de un filtro está determinada por el rango de frecuencias a las que se les permite el paso sin afectar el nivel de la señal. La frecuencia de corte es el punto de la banda de paso en el que la amplitud de la señal se reduce en 3dB (Winder, 2002). Los filtros analógicos son aquellos que realizan el filtrado de señales de manera continua en el tiempo (Smith, 2007).

1. Tipos de filtros según su respuesta en frecuencia. Existen cuatro principales tipos de filtros (Winder, 2002). Estos filtros son: pasa baja, pasa alta, pasa banda y rechaza banda. La respuesta de estos filtros en dominio de frecuencia se presenta en la Figura 33.

Figura 33. Respuesta en frecuencia de cada uno de los filtros. Filtro (a) pasa baja (b) pasa alta (c) pasa banda (d) pasa banda.



El filtro pasa baja deja pasar a las frecuencias bajas especificadas entre cero y el la frecuencia de corte establecida. Los filtros pasa baja son utilizados para eliminar componentes de alta frecuencia de una señal. Adicionalmente, los filtros pasa baja pueden remover fluctuaciones de frecuencias altas (van den Bogert, 1996). El filtro pasa alta, por su parte es el contrario del pasa baja. Este filtro deja pasar señales con frecuencia mayor al valor de su frecuencia de corte, rechazando a todas las corrientes por debajo de su frecuencia de corte. Su principal uso es la eliminación de la señal de frecuencia baja (Lacanette, 2010).

El filtro pasa banda rechaza las señales fuera del rango de interés establecido por frecuencias de corte. Por lo general, este tipo de filtro está constituido por un filtro pasa baja y un filtro pasa alta Los pasa banda son utilizados para separar señales a frecuencias diferentes. Por su parte, el filtro rechaza banda tiene el funcionamiento inverso a un pasa banda. Este filtro rechaza el rango de frecuencia dentro de sus frecuencias de corte. Los rechaza banda sirven para remover frecuencias no deseadas en una señal (Lacanette, 2010).

2. Tipos de filtros según su ganancia

a. Filtros pasivos. Los filtros pasivos son implementados utilizando únicamente componentes pasivos como capacitores, resistencias e inductores. Estos filtros no utilizan ningún elemento amplificador, lo cual simplifica su implementación (Lacanette, 2010). Los filtros pasivos presentan varias ventajas y desventajas presentadas en la Tabla 4.

Tabla 4. Ventajas y Desventajas de los Filtros Pasivos.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> - Ya que estos filtros no utilizan elementos amplificadores no requieren ningún tipo de fuentes de alimentación. - No poseen ninguna restricción de ancho de banda por lo que su desempeño en frecuencias altas es bueno. - Pueden utilizarse en aplicaciones que requieren alto voltaje o corriente. - Estos filtros generan poco ruido comparado con circuitos que utilizan elementos activos. Esto se debe a que la única fuente de ruido que poseen es termal. 	<ul style="list-style-type: none"> - No pueden proveer ganancia a la señal a causa de que no poseen elementos activos. - Su impedancia de entrada es baja y la de salida alta para algunas aplicaciones. - Si se utilizan inductores, estos pueden ser bastante caros, dependiendo de su precisión. - Filtros pasivos de orden superior a 2 son difíciles de diseñar.

(Lacanette, 2010)

b. Filtros activos. Los filtros activos utilizan elementos de amplificación, siendo los más utilizados los operadores operacionales, combinados con componentes pasivos como resistores y capacitores. Estos filtros pueden ser implementados en diferentes configuraciones. En la Tabla 5 se muestran sus ventajas y desventajas (Lacanette, 2010).

Tabla 5. Ventajas y desventajas de los filtros activos

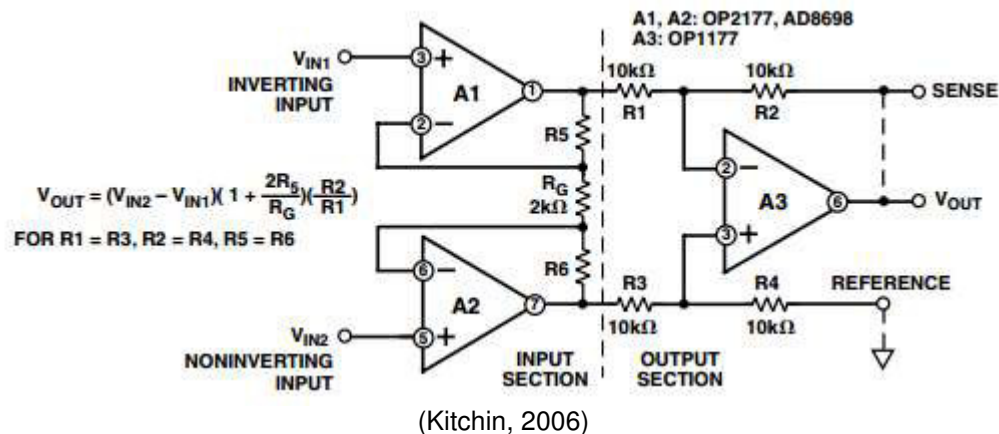
Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> - Poseen una alta impedancia de entrada y en la salida impedancia baja. - Son más sencillos de diseñar. - No utilizan inductores. - En el rango de frecuencia de operación son muy precisos. - Su ganancia es configurable. 	<ul style="list-style-type: none"> - Su desempeño a altas frecuencias está limitado por el ancho de banda de los componentes activos que se utilicen. - Pueden producir ruido generado por el circuito de amplificación.

H. Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación puede ser definido como un bloque de ganancia de precisión. Este amplificador posee dos entradas diferenciales y una salida respecto a la referencia establecida. Este dispositivo amplifica la diferencia entre los voltajes de ambas señales de entrada, eliminando cualquier señal que ambas posean (Analog Devices, 2013). Debido a que estos dispositivos son utilizados para amplificar señales en el orden de los micro volts y a la vez rechazar las señales que las entradas poseen en común, requieren una alta tasa de rechazo de modo común (CMRR). El rechazo de modo común es el nivel de rechazo a señales de entrada indeseadas que son comunes en ambas entradas. Los valores típicos de CMRR se encuentran entre 70 y 100 dB. Adicionalmente las entradas poseen alta impedancia, mayor a $10\text{G}\Omega$ (Analog Devices, 2009).

A diferencia de los amplificadores operacionales, los amplificadores de instrumentación tienen una función específica, la cual es la amplificación de señales a un amplio rango de ganancia. Sin embargo los amplificadores de instrumentación están constituidos por varios amplificadores operacionales. El diagrama clásico de 3 amplificadores operacionales para un amplificador de instrumentación se muestra en la Figura 34. La ganancia de este dispositivo, típicamente, está establecida por una resistencia externa o por un pin del integrado (Analog Devices, 2009).

Figura 34. Circuito de amplificador de instrumentación de tres amplificadores operacionales.



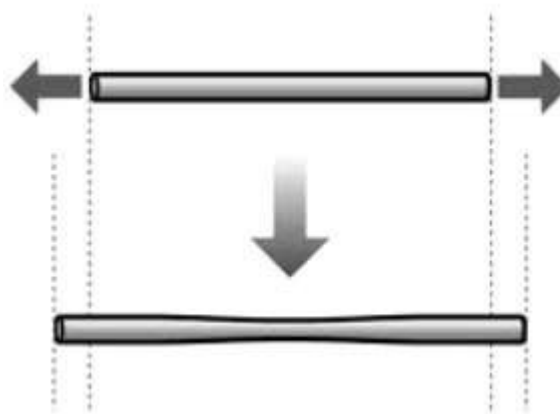
I. Esfuerzos

En términos generales el esfuerzo es la fuerza aplicada por unidad de área. Al crear estructuras que soportarán cualquier tipo de fuerza o movimiento, es necesario evaluar el efecto que tendrán estas fuerzas sobre el material. Las fuerzas se distribuyen en cada pieza de distinta manera creando esfuerzos en el material dependiendo de su geometría y la forma de aplicación

de la fuerza. Debido a esto es importante conocer los esfuerzos a los que será sometido un diseño para validar la selección del material (Budynas & Nisbett, 2008).

1. **Tracción o tensión.** Es el esfuerzo al que está sometido un cuerpo por la aplicación de dos fuerzas que actúan en sentido opuesto, y tienden a estirarlo. La tracción produce un alargamiento sobre el eje X, lo cual a su vez produce disminución sobre los ejes Y y Z tal como lo muestra la Figura 35. La proporción de alargamiento con respecto a la fuerza se conoce como módulo de Poisson (Gere & Goodno, 2009).

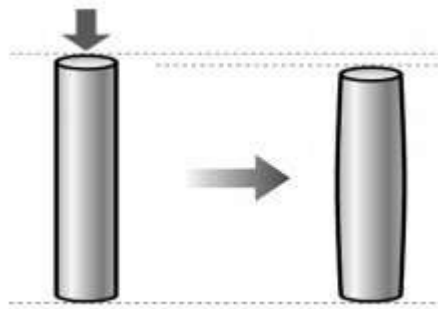
Figura 35. Visualización de esfuerzo de tensión en una barra cilíndrica.



(Universitat de Valencia)

2. **Compresión.** Es el esfuerzo al que está sometido un cuerpo por la aplicación de fuerzas que actúan en el mismo sentido, y tienden a acortarlo. Es lo contrario a la tracción y hace que se aproximen las diferentes partículas de un material, tendiendo a producir acortamientos o aplastamientos, tal como lo muestra la Figura 36 (Gere & Goodno, 2009).

Figura 36. Visualización del esfuerzo de compresión en una barra cilíndrica.

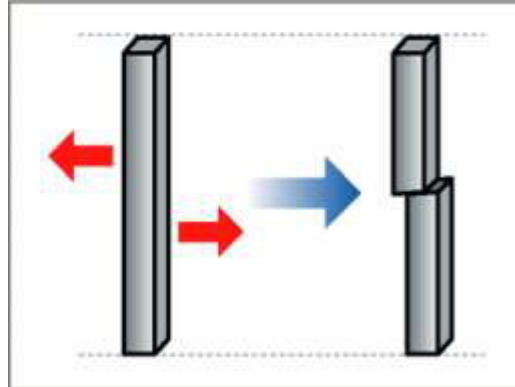


(Universitat de Valencia)

3. **Corte.** Es el esfuerzo que soporta una pieza cuando sobre ella actúan fuerzas perpendiculares contenidas en la propia superficie de actuación, haciendo que las partículas del material tiendan a resbalar o desplazarse las unas sobre las otras. Normalmente, el esfuerzo de

cortadura no se presenta aislado, suele ir acompañado de algún otro esfuerzo, y depende del tipo de material a cortar. La Figura 37 muestra las consecuencias de la aplicación de un esfuerzo de corte (Gere & Goodno, 2009).

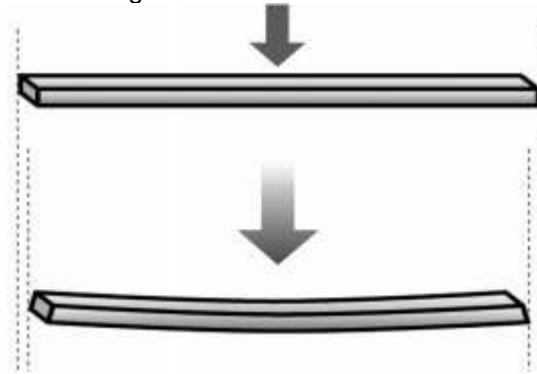
Figura 37. Visualización del esfuerzo de corte en una barra cuadrada.



(Universitat de Valencia)

4. **Flexión.** Es una combinación de esfuerzos de compresión y de tracción. Mientras que las fibras superiores de la pieza están sometida a un esfuerzo de flexión (se alargan), las inferiores se acortan, o viceversa, produciendo una deformación a lo largo de su eje, que tienden a doblarlo como se muestra en la Figura 38. El esfuerzo que provoca la flexión se denomina momento flector (Gere & Goodno, 2009).

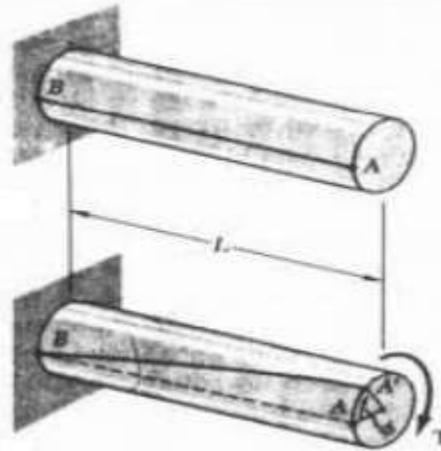
Figura 38. Esfuerzo de flexión.



(Universitat de Valencia)

5. **Torsión.** Se presenta cuando se aplica un momento sobre el eje longitudinal de un elemento constructivo o prisma mecánico. Dichas fuerzas son las que hacen que una pieza tienda a retorcerse sobre su eje central, dando lugar a tensiones cortantes. Están sometidos a esfuerzos de torsión los ejes, las manivelas y los cigüeñales. La Figura 39 muestra la manera en la que esfuerzos de torsión afectan al material (Gere & Goodno, 2009).

Figura 39. Visualización del esfuerzo de torsión.



(Universitat de Valencia)

6. Fatiga. La fatiga consiste en la repetición cíclica de una carga sobre un material. Estas cargas repetidas pueden formar una microgrieta sobre un defecto estructural. Principalmente suceden debido a una concentración de tensiones que se va propagando carga a carga hasta producir el fallo del material por fatiga. La rotura por fatiga tiene aspecto frágil aún en metales dúctiles puesto a que no hay una deformación plástica asociada a la rotura (Gere & Goodno, 2009).

En general, cuando se somete un material a un conjunto de fuerzas se produce tanto flexión como corte o torsión. Todos estos esfuerzos conllevan la aparición de tensiones tanto de tensión como de compresión.

J. Teoría de falla

Al diseñar, es necesario comprender las distintas fallas posibles para poder asegurar que el diseño propuesto no fallará bajo ciertas condiciones dadas. Existen varios métodos de predecir fallas, sin embargo queda a criterio del diseñador seleccionar la teoría adecuada para su diseño. Entre las teorías de falla se puede mencionar los siguientes: Esfuerzo normal máximo, Mohr modificado, Resistencia a la Fluencia, Esfuerzo Cortante máximo, Energía de distorsión, Método de Goodman, Método de Gerber y el Método de Soderberg (Mott, 2006).

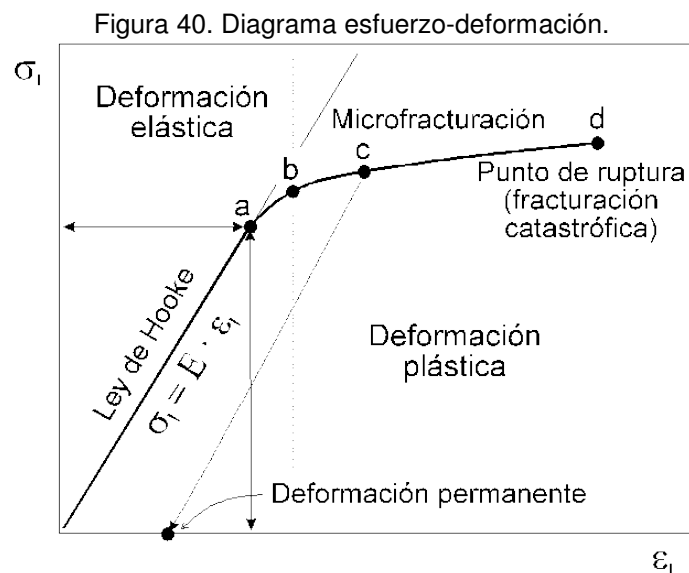
K. Esfuerzo de Von Misses

También es conocido como método de la energía de la distorsión, indica la cantidad de energía que se necesita para poder distorsionar o modificar un elemento. Para ser utilizado es necesario que el material tenga la misma resistencia de fluencia en tensión y en compresión. Se ha demostrado que por medio de este método es más efectivo calcular una falla y brinda una

aproximación más realista. Esto se debe a que otras teorías, como la del cortante máximo, no toman en cuenta los esfuerzos normales a 45° de la pieza sometida por tensión (Budynas & Nisbett, 2008).

L. Propiedades de los materiales

1. Diagrama esfuerzo-deformación. Un diagrama esfuerzo-deformación muestra cómo se comporta un material a cargas de tensión y compresión. Así mismo muestra el comportamiento del material una vez la carga se haya retirado (Gere & Goodno, 2009). En la Figura 40 se muestra un diagrama de Esfuerzo-Deformación. Donde se pueden observar los puntos característicos de un material dúctil.

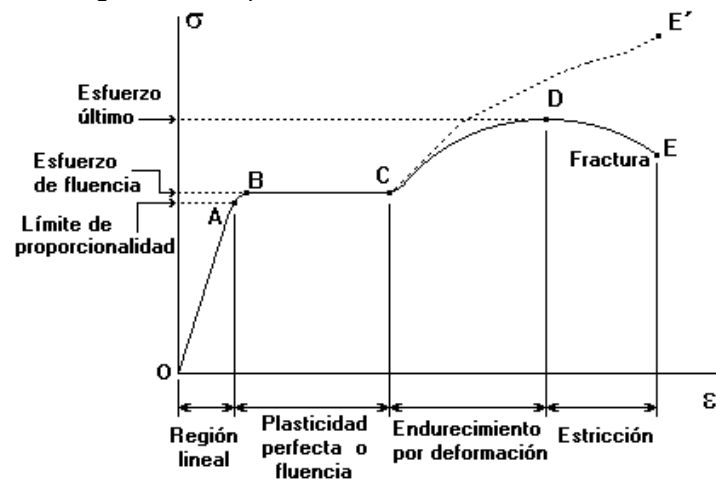


(García, 2007)

2. Límite de proporcionalidad. Se conoce como límite de proporcionalidad al punto en donde el material deja de regirse bajo la Ley de Hooke. Esta ley establece que el alargamiento en un material es proporcional a la fuerza aplicada. Por lo tanto su relación esfuerzo-deformación deja de ser lineal. Antes de este punto si el material se deforma, retorna a su forma original siguiendo la gráfica. A esta propiedad del material se le conoce como elasticidad (Gere & Goodno, 2009).

3. Fluencia. A partir del límite de proporcionalidad si se aumenta el esfuerzo el material se deforma a razón mayor hasta llegar a un punto en que su deformación aumenta sin aumentar el esfuerzo. A partir de este momento si el material se deforma no regresa a su forma original (Gere & Goodno, 2009). Ese tramo se ve representado en la línea B-C de la Figura 41.

Figura 41. Respuesta de un material dúctil a esfuerzo.



(Gere & Goodno, 2009)

M. Materiales

Para poder realizar un diseño adecuado se debe conocer las características del material con el que se trabajará. Estas características deben avalar o no la elección de la pieza. Por lo tanto a continuación se detallan los materiales que fueron considerados para realizar la estructura.

1. **Titanio.** Su peso ligero y gran solidez lo hacen apto para la construcción aeroespacial. En estos dispositivos las piezas que deben ser sometidas a condiciones extremas se fabrican de titanio (International Metals, Inc., 2012). También brinda gran resistencia a los agentes químicos como lo son los ácidos clorhídrico y fluorhídrico. Sus condiciones lo hacen compatible con los tejidos orgánicos por lo que se considera un metal noble. Y muchos elementos hipoalergénicos e implantes osteointegrados se construyen de titanio (Cordes, 2007). Sin embargo, su proceso de extracción no es económico. Además su maquinado requiere una velocidad de corte pequeña, insertos especiales y muchas veces si no se tiene el suficiente cuidado, las virutas se adhieren al inserto durante el fresado. En la mayoría de las veces se prefiere el fresado químico o el haz de laser para trabajarlo para evitar problemas al momento de maquinar (Shackelford, 2012).

Las aleaciones de titanio se dividen en grados dependiendo de los otros materiales que se utilicen. El titanio grado 5 contiene aluminio y vanadio. Estos materiales lo hacen un poco más liviano sin alterar de manera significativa sus propiedades. Sus usos son cuchillas, discos, aros, marcos aéreos, sujetadores, implantes médicos entre otros. A continuación se presenta una tabla con las principales características del titanio grado 5 (ASM Metal Distributor, 2013).

Tabla 6. Propiedades del titanio Grado 5.

Módulo de elasticidad	114,000 MPa
Esfuerzos de tensión	1170 MPa
Esfuerzo de fluencia	1100 MPa
Peso específico	4.43 g/cm
Conductividad térmica	6.5 W / mK
Resistividad eléctrica	178 @ 20°C - $\mu\Omega$ cm

2. **Aluminio.** El aluminio es el metal más abundante en la corteza terrestre. Entre sus características están su baja densidad y coeficiente de dilatación alto. Este último se puede disminuir por medio de aleantes como níquel, silicio o hierro. Es un buen conductor de calor y de electricidad. Sin embargo, al ser aleado siempre pierde esta última característica. Su módulo elástico es bajo junto a su dureza y resistencia. Es por estas características que el aluminio puro no es un buen material estructural (Shackelford, 2012). Sin embargo, las aleaciones de aluminio proporcionan una buena combinación entre ductilidad y dureza. El aluminio puro y aleado es uno de los metales más fáciles de maquinar. Además sus aleaciones no son tóxicas y tienden a ser reciclables (ASM International, 2013).

Entre las aleaciones existentes de aluminio existe una llamada duraluminio. Esta aleación presenta una gran mejora en los esfuerzos permitidos. Esta característica la hace una de las aleaciones más utilizadas de aluminio a nivel mundial. El duraluminio es utilizado en piezas que soportan grandes fatigas debido a su elevado límite elástico. Es común que se use en marcos de bicicletas, accesorios ortopédicos, bastones de esquí, herramientas, blindajes, entre otros (ASM Metal Distributor, 2013) (Alu-Stock, 2002). Las aleaciones de duraluminio trabajadas en Guatemala son la 6061 y 7075.

En la Tabla 7 y Tabla 8 se presentan las características de ambas aleaciones de aluminio según descritas en la página web de un distribuidor internacional (ASM Metal Distributor, 2013).

Tabla 7. Propiedades del aluminio 7075.

Módulo de elasticidad	72,000 MPa
Esfuerzos de tensión	228 MPa
Esfuerzo de fluencia	31 MPa
Peso específico	2.81 g/cm
Coeficiente de dilatación lineal	23.5 $1/10^6K$
Conductividad térmica	0 - 175 W / mK
Resistividad eléctrica	0 - 3.8 20°C - $\mu\Omega$ cm

Tabla 8. Propiedades del aluminio 6061.

Módulo de elasticidad	70,000 MPa
Esfuerzos de tensión	310 MPa
Esfuerzo de fluencia	276 MPa
Peso específico	2.70 g/cm
Coeficiente de dilatación lineal	23.0 1/10 ⁶ K
Conductividad térmica	166 W / mK
Resistividad eléctrica	4.0 a 20°C - μΩ cm

3. **Acero.** Existen más de 3,500 diferentes aleaciones de acero, cada una con propiedades físicas y químicas únicas. Básicamente el acero está compuesto de hierro y carbono. La cantidad de carbono e impurezas en el elemento determina las propiedades de cada aleación de acero. Normalmente los otros elementos utilizados en las aleaciones de acero son magnesio y fósforo (Bell, 2012). Según el Instituto Americano de Acero y Hierro, el acero se puede catalogar en cuatro grandes grupos según sus componentes químicos aceros al carbono, Aleaciones de acero, Aceros inoxidables, y los aceros para herramienta (AISI, 2013).

El acero 1020 es utilizado en la condición de cementado donde la resistencia al desgaste y un núcleo tenaz es importante. También se utiliza en ejes de secciones grandes y que no soportan tanto esfuerzo. Es un material ideal para utilizar en engranes ligeramente esforzados con endurecimiento superficial (Sumitec, 2012). La siguiente tabla resume las propiedades mecánicas del Acero 1020 (Engineering Fundamentals, 2009)(Compañía General de Aceros, 2011).

Tabla 9. Propiedades del acero.

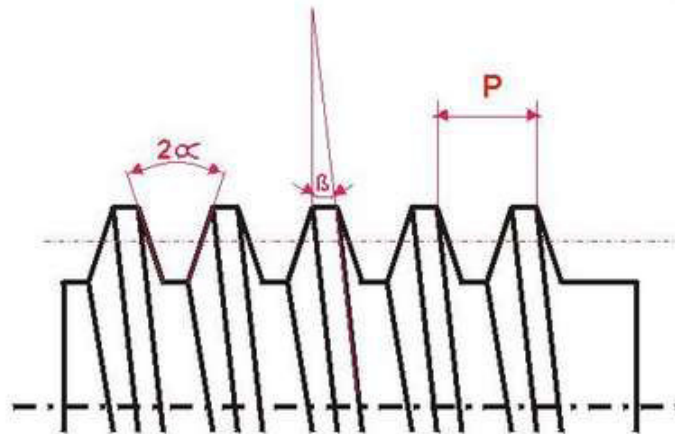
Módulo de elasticidad	200,000 MPa
Esfuerzos de tensión	420 MPa
Esfuerzo de fluencia	352 MPa
Peso específico	7.87 g/cm
Coeficiente de dilatación lineal	23.5 1/10 ⁶ K
Conductividad térmica	52 W / mK
Resistividad eléctrica	16.2 20°C - μΩ cm

N. Tornillos

Los tornillos son elementos utilizados para unir piezas y transmitir movimiento en algunas ocasiones. Aunque puedan parecer elementos simples, los tornillos contienen elementos que los caracterizan y es por estas características que existen tantos tipos de tornillos. A continuación se detallan estas características según Ugural las cuales se pueden observar en la Figura 42 (Ugural, 2004).

- El paso P es la distancia entre un punto del filete y el mismo punto en el filete siguiente.
- Avance representa la distancia axial que recorre el tornillo por cada vuelta.
- El ángulo entre filetes (2α) es el ángulo que se forma entre las líneas de los filetes continuos. Este ángulo es de 60° para la mayoría de tornillos de sujeción.
- El ángulo de la hélice (β) es el ángulo que traza la rosca sobre el cilindro del tornillo.
- El número de hilos es la cantidad de filetes que se pueden observar al hacer un corte a través de la sección transversal del tornillo (BAIZ, S.L., 2008).

Figura 42. Características de un tornillo.



Así mismo existen distintas designaciones de roscas según el ángulo de hélice. La rosca ordinaria es la más común y es recomendada para la mayoría de aplicaciones donde el tornillo entra a un material más suave. Las roscas finas son más resistentes y se aflojan menos. Estas roscas son utilizadas en aplicaciones donde las vibraciones son fuertes como automóviles y dispositivos aéreos. Normalmente se conocen tres grados de finesa de rosca la ordinaria, fina y superfina. También se debe de mencionar que mientras más fina la rosca más caro será el tornillo (Ugural, 2004).

A continuación en la Figura 43 se muestran las designaciones y dimensiones de tornillos comunes de tipo métrico de cabeza cilíndrica.

Figura 43. Especificaciones de tornillos ISO 261.

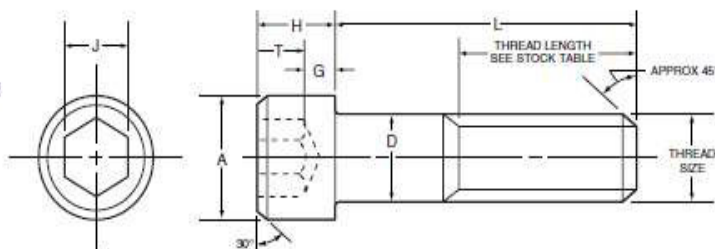
METRIC SOCKET HEAD CAP SCREWS

Viewmold provide injectic

Dimensions

Threads: ANSI B1.13M, ISO 261, ISO 262 (coarse series only)

Property Class: 12.9-ISO 898/1



NOTES

- Material:** ASTM A574M, DIN ENISO4762-alloy steel
- Hardness:** Rc 38-43
- Tensile Stress:** 1300 MPa thru M16 size, 1250 MPa over M16 size.
- Yield Stress:** 1170 MPa thru M16 size, 1125 MPa over M16 size.
- Thread Class:** 4g 6g

LENGTH TOLERANCE

nominal screw length	nominal screw diameter		
	M1.6 thru M10	M12 thru M20	over 20
	tolerance on lgth, mm		
Up to 16 mm, incl.	±0.3	±0.3	—
Over 16 to 50 mm, incl.	±0.4	±0.4	±0.7
Over 50 to 120 mm, incl.	±0.7	±1.0	±1.5
Over 120 to 200 mm, incl.	±1.0	±1.5	±2.0
Over 200 mm	±2.0	±2.5	±3.0

DIMENSIONS

MECHANICAL PROPERTIES

APPLICATION DATA

thread size nom.	pitch	A max.	D max.	H max.	J nom.	G min.	T min.	UTS min. MPa	tensile strength min.		single shear strength of body min.		recommended ** seating torque plain finish	
									kN	lbs.	kN	lbs.	N-m	in-lbs.
M1.6	0.35	3.0	1.6	1.6	1.5	0.54	0.80	1300	1.65	370	1.57	352.5	0.29	2.6
M2	0.40	3.8	2.0	2.0	1.5	0.68	1.0	1300	2.69	605	2.45	550	0.60	5.3
M2.5	0.45	4.5	2.5	2.5	2.0	0.85	1.25	1300	4.41	990	3.83	860	1.21	11
M3	0.5	5.5	3.0	3.0	2.5	1.02	1.5	1300	6.54	1,470	5.5	1240	2.1	19
M4	0.7	7.0	4.0	4.0	3.0	1.52	2.0	1300	11.4	2,560	9.8	2,205	4.6	41
M5	0.8	8.5	5.0	5.0	4.0	1.90	2.5	1300	18.5	4,160	15.3	3,445	9.5	85
M6	1.0	10.0	6.0	6.0	5.0	2.28	3.0	1300	26.1	5,870	22.05	4,960	16	140
M8	1.25	13.0	8.0	8.0	6.0	3.2	4.0	1300	47.6	10,700	39.2	8,800	39	350
M10	1.5	16.0	10.0	10.0	8.0	4.0	5.0	1300	75.4	17,000	61	13,750	77	680
M12	1.75	18.0	12.0	12.0	10.0	4.8	6.0	1300	110	24,700	88	19,850	135	1,200
*(M14)	2.0	21.0	14.0	14.0	12.0	5.6	7.0	1300	150	33,700	120	27,000	215	1,900

(Ubranco)

O. Cojinetes

Los cojinetes se utilizan para reemplazar el contacto directo entre dos piezas que se unen y que giran una respecto a la otra. Gracias al elemento rodante dentro de los cojinetes se pierde menos energía en fricción y por lo tanto el movimiento entre piezas es más suave. Estos soportan cargas radiales, cargas de empuje y combinaciones de ellas. Existen distintos tipos de

cojinetes y la elección de ellos depende del uso que se vaya a emplear (Budynas & Nisbett, 2008).

El cojinete más común es el cojinete de bolas de una hilera. Estos soportan muy bien las cargas axiales, un poco las cargas de empuje y soportan desalineamientos. En general mientras más bolas hayan mejor soportan las cargas radiales. Sin embargo al realizar esto pierden resistencia a la fuerza de empuje debido a que el golpeteo con la ranura es más frecuente. Los cojinetes de rodillos, por su parte soportan una mayor carga debido a que su área de contacto es mayor. La desventaja de estos rodillos es que no soportan cargas de empuje y si se presentan desalineamientos tienden a moverse (Budynas & Nisbett, 2008).

P. Engranés

Los engranes son ruedas cilíndricas dentadas que se usan para transmitir movimiento y potencia de un eje giratorio a otro. La mayor parte de las transmisiones con engranes causan un cambio de velocidad en la salida del engrane con relación a la velocidad de entrada. Los dientes del engrane impulsor empujan al impulsado, lo cual constituye una fuerza perpendicular al radio del engrane. Con esto se transmite par torsional y como el engrane es giratorio también se transmite potencia (Mott, 2006).

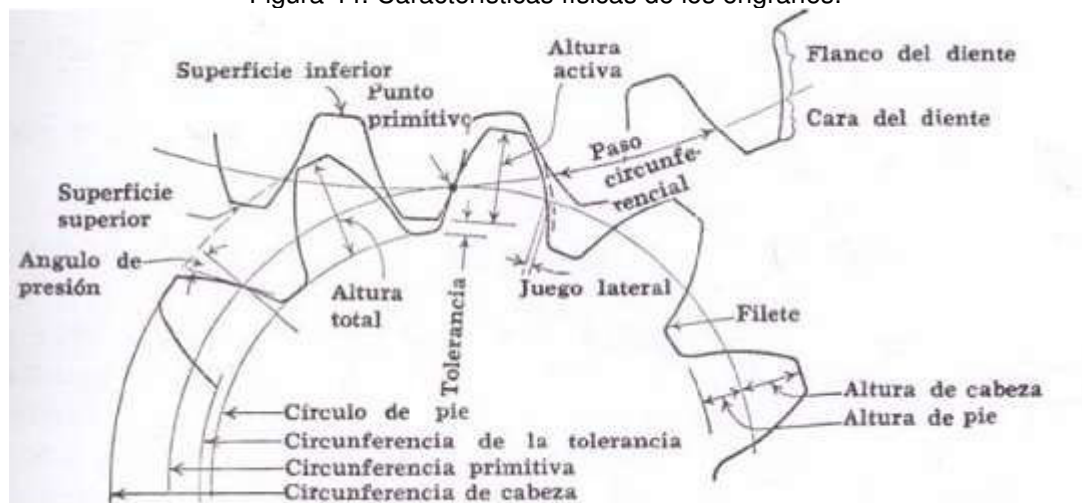
En un juego de engranes el engrane de menor tamaño es llamado piñón y al engrane mayor se le llama simplemente engrane. El engrane, por su mayor diámetro, gira con más lentitud y normalmente el elemento impulsor está conectado al piñón. Cuando existe una reducción de la velocidad angular del engrane, existe un incremento proporcional simultáneo en el par del eje unido al engrane. La cantidad de reducción de velocidad depende de la relación entre el número de dientes del piñón y el engrane como lo muestra la ecuación 1. En esta ecuación n representa la velocidad y N el número de dientes. El subíndice p indica que se habla del piñón y el subíndice G del engrane (Mott, 2006).

$$\frac{n_p}{n_G} = \frac{N_G}{N_p} \quad [1]$$

El perfil de los dientes más utilizado en los engranes es la forma de involuta de profundidad total. La involuta es uno de los tipos geométricos de curvas llamadas curvas conjugadas. Esta curvatura permite que la relación de velocidad angular entre ambos elementos sea constante. Así mismo este perfil reduce las vibraciones y por ende el ruido (Mott, 2006). Para describir un engrane es necesario conocer las características del mismo, a continuación se describen algunas de las características más importantes de los engranes. El círculo de paso es el círculo en el que se hacen todos los cálculos, su diámetro es el diámetro de paso. El paso circular es la distancia entre dientes medida sobre el círculo de paso. El módulo representa la relación del diámetro en milímetros con el número de dientes. El recíproco del módulo es conocido como

paso diametral y a diferencia del módulo éste se representa en pulgadas (Budynas & Nisbett, 2008). Estas características junto a algunas otras son mostradas en la Figura 44.

Figura 44. Características físicas de los engranes.



(Ingemecánica, 2012)

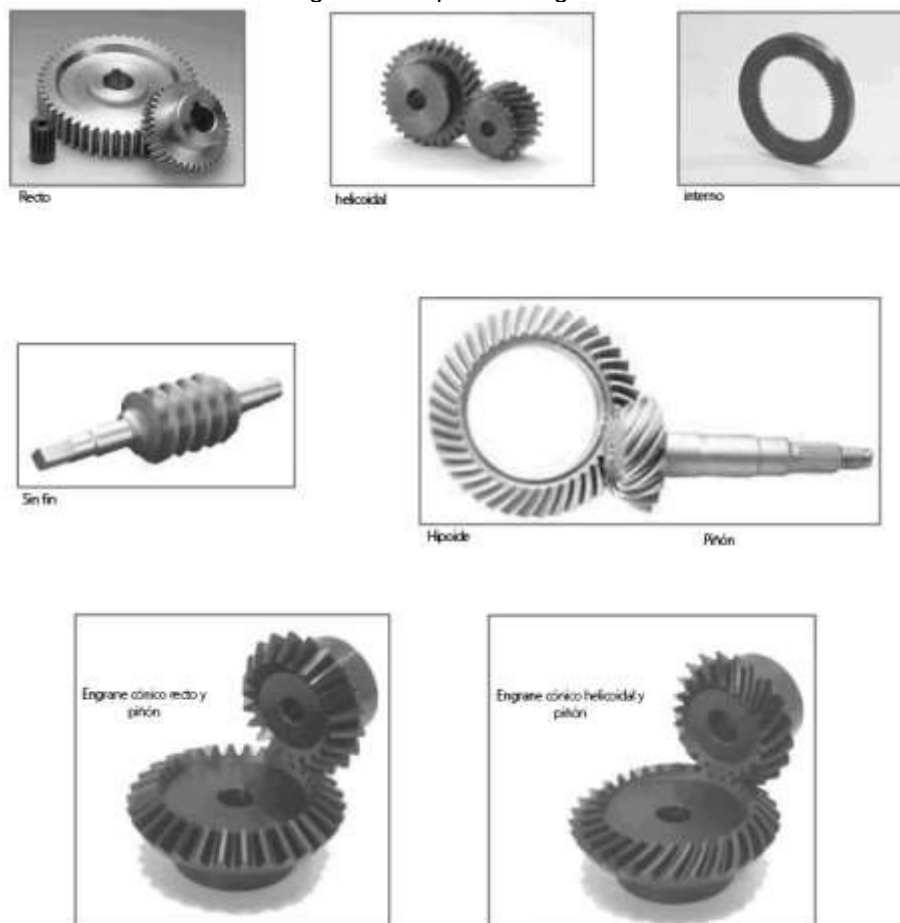
Algunos de los tipos más comunes de engranes son los rectos, helicoidales, cónicos y el conjunto de tornillo sinfín con cremallera estos se pueden observar en la Figura 45. Los engranes rectos tienen dientes paralelos al eje de rotación. El engrane recto es el más sencillo de elaborar de todos los engranes. Los engranes helicoidales poseen dientes inclinados con respecto al eje de rotación y ayudan a reducir el ruido. Por la forma de sus dientes estos engranes generan cargas de empuje y pares de flexión. Los engranes cónicos o hipoides a su vez se emplean en su mayoría para transmitir potencia en ejes que se intersecan. Por último el tornillo sinfín consta de un engrane o corona y el tornillos sinfín. Este se utiliza para crear relaciones de velocidad de alto valor. La desventaja de este tipo de sistemas radica en que la eficiencia mecánica es menor a los demás sistemas debido a que tiene mucho contacto de rozamiento entre las superficies de las roscas (Budynas & Nisbett, 2008)(Mott, 2006).

Q. Actuadores utilizados en exoesqueletos y aplicaciones similares

1. **Actuadores elásticos en serie.** Los actuadores rígidos han sido utilizados para aplicaciones robóticas permitiendo un gran ancho de banda en el control de fuerza y un control de posición preciso, pero su implementación implica dificultades en el control de fuerza. Por ejemplo, los actuadores rígidos en una articulación pueden ejercer grandes fuerzas al realizar cambios de posición pequeños, entonces a pesar de obtener errores de posición pequeños se provocan errores de fuerza grandes. Además, las magnitudes de los movimientos necesarios para aplicar fuerzas significativas dependen de la resolución en las mediciones de los sensores

de posición, conduciendo a dificultades durante el control. Investigadores en el área de control de fuerza han encontrado inestabilidades al aplicar fuerzas, especialmente cuando se tiene contacto con superficies duras. Todos estos factores pueden llegar a provocar inestabilidades en el sistema (Williamson, 1995).

Figura 45. Tipos de engranes.



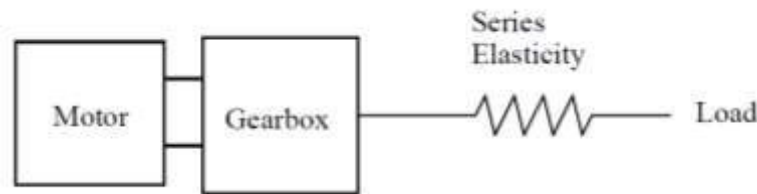
Los actuadores rígidos más comúnmente utilizados son motores eléctricos, estos actuadores no pueden generar grandes fuerzas a velocidades bajas, por lo que la incorporación de cajas reductoras es necesaria. Al utilizar cajas reductoras con engranes se introduce fricción, ruido, holgura (backlash) y fluctuaciones en el torque de salida (torque ripple) del sistema, provocando un mal funcionamiento. Otra desventaja es el incremento de la inercia reflejada del motor provocada por los engranes, además grandes cargas provocadas por colisiones inesperadas pueden causar que los dientes de los engranes se quiebren (Williamson, 1995).

Todas las desventajas presentadas indican que los actuadores rígidos no son la mejor opción si se desea obtener un buen control de fuerza. Por otro lado, los humanos, que pueden representarse como un sistema con poca rigidez y bajo ancho de banda, son buenos para

controlar la fuerza y para andar en terrenos con superficies duras. Entonces una manera en la que se han logrado solucionar los problemas de inestabilidad y los factores introducidos por las cajas reductoras es añadiendo coberturas sumisas (wrapping compliant coverings) a los puntos de contacto del robot con el suelo, disminuyendo la rigidez efectiva y el ancho de banda. Del mismo principio surgen los actuadores elásticos en serie (SEA, por sus siglas en inglés) (Williamson, 1995).

Los actuadores elásticos en serie proceden de los tradicionales actuadores rígidos. Pero a diferencia de éstos, los SEA consisten en una fuente de energía mecánica (motor en la mayoría de casos) unido en serie a un resorte o a una estructura de resortes a través de una transmisión mecánica. En la Figura 46, puede observarse un esquema básico de este tipo de actuadores (Williamson, 1995).

Figura 46. Esquema de un SEA.



(Williamson, 1995)

La elasticidad proporcionada por el componente elástico en los SEA puede devolverle a un actuador muchas de las cualidades perdidas debido a la implementación de engranes u otro tipo de transmisión de potencia, y adicionalmente agregar características no presentes en un actuador rígido. Estas cualidades incluyen la baja impedancia mecánica de salida, la tolerancia al impacto de cargas, el incremento en la potencia máxima de salida y el almacenamiento pasivo de energía mecánica (Paine & Sentis, 2012).

Debido al interés en desarrollar robots andadores (legged robots) que presenten un comportamiento similar al de los seres humanos o animales, se han realizado diversas investigaciones y proyectos para crear SEA que puedan implementarse en estos robots. Un ejemplo de un SEA desarrollado con este objetivo se muestra en la Figura 47. Este dispositivo fue desarrollado en el Massachusetts Institute of Technology -MIT- en 1995 por Matthew Williamson y con él se logró mejorar el control de fuerza, reducir los impactos de la carga y los efectos de la holgura entre dientes. Además la estabilidad se mantuvo en cualquier ambiente, comportamiento que ha sido difícil obtener al implementar motores eléctricos. También se encontraron desventajas que incluyen el límite de fuerza máxima que el actuador puede proporcionar dependiendo del elemento elástico a utilizar, la reducción del ancho de banda y el incremento en la dificultad del diseño mecánico (Williamson, 1995).

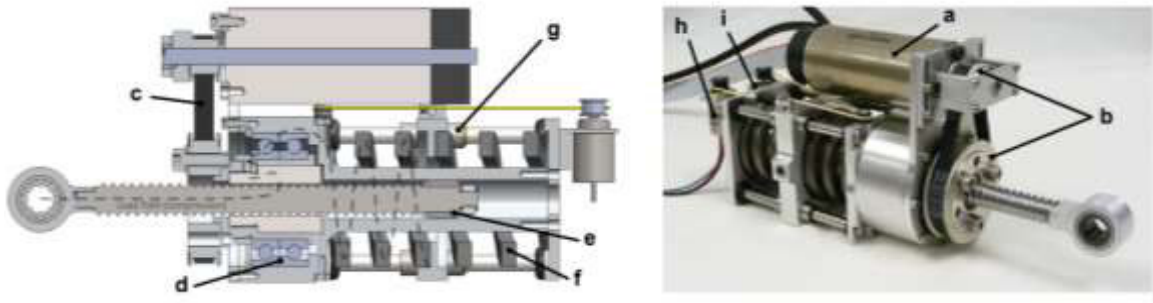
Figura 47. SEA desarrollado por Matthew Williamson.



(Williamson, 1995)

También cabe mencionar el trabajo realizado en University of Texas at Austin por Nicholas Paine y Luis Sentis, A New Prismatic Series Elastic Actuator with Compact Size and High Performance, que describe el diseño y control de un SEA con alta potencia de salida, tamaño y peso pequeños, llamado UT-SEA. Se utiliza un motor de alto voltaje acoplado con un transmisión eficiente que permite aplicar grandes fuerzas de accionamiento continuo manteniendo la velocidad. En la Figura 48 pueden observarse los componentes que conforman el UT-SEA (Williamson, 1995).

Figura 48. UTSEA desarrollado por Nicholas Paine y Luis Sentis a) señala el motor Maxon EC 200W BLDC, b) una polea con reducción 3:1, c) una faja con poca holgura que transmite la potencia entre las poleas, d) los rodamientos, e) un tornillo de bola, f) los resortes, g) rodamientos que sirven como guías, h) codificador magnético e i) un codificador incremental.

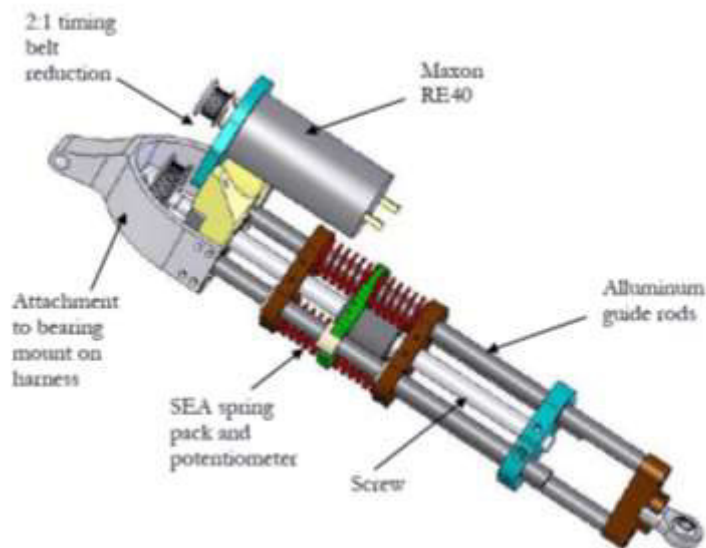


(Paine & Sentis, 2012)

Debido a todas las ventajas que conlleva la implementación de los SEA, estos han sido utilizados en diversas aplicaciones que involucran el ciclo de marcha humana y necesitan aplicar grandes magnitudes de torque. Entre estas aplicaciones se encuentra RoboWalker, desarrollado por Yobotics, cuyo objetivo principal es asistir a personas que sufren de debilidad en las extremidades inferiores, aumentando o reemplazando las funciones musculares. Para realizarlo, se utilizaron SEA para brindar potencia a las articulaciones de la cadera y la rodilla (Walsh, 2006).

Además Conor Walsh, en su trabajo de graduación Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation utiliza un SEA para la articulación de la cadera. El actuador utiliza un motor Maxon RE40 de 150W con una reducción 2:1 implementada con una cadena de transmisión. La tuerca de un tornillo de bola en la salida se encuentra acoplada a cuatro resortes de compresión y la compresión de los resortes se mide con un potenciómetro lineal. En la Figura 49 se muestran los componentes del actuador (Walsh, 2006).

Figura 49. Actuador elástico en serie desarrollado por Conor Walsh.

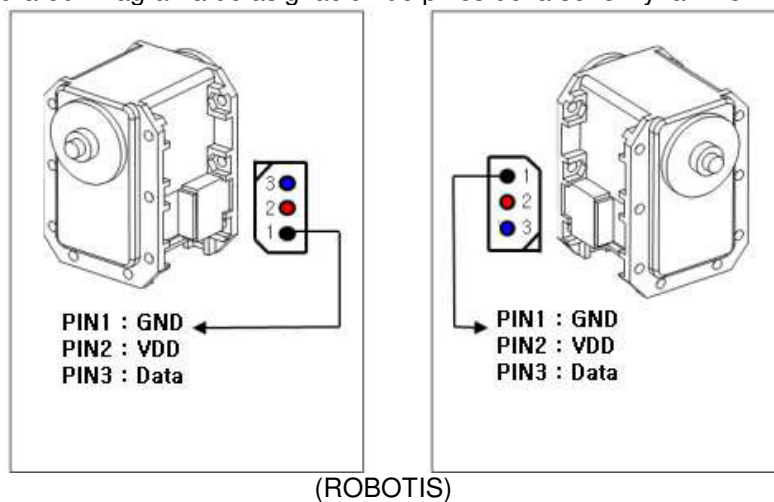


(Walsh, 2006)

2. Dynamixel MX-106T. Dynamixel es una línea de actuadores de alto rendimiento, creada por una compañía coreana llamada ROBOTIS. Estos actuadores son servomotores desarrollados para ser implementados en sistemas robóticos (ROBOTIS).

Todos los Dynamixel están compuestos por un motor con un circuito de potencia, un controlador, una caja reductora y un circuito para implementar una comunicación serial en red. Es decir, los actuadores pueden conectarse en las mismas líneas de datos y alimentación para ser controlados de manera simultánea. En la Figura 50, puede observarse la asignación de pines de la serie MX de Dynamixel. Según se puede observar en la Figura 50, los motores pueden controlarse conectando un solo cable (ROBOTIS).

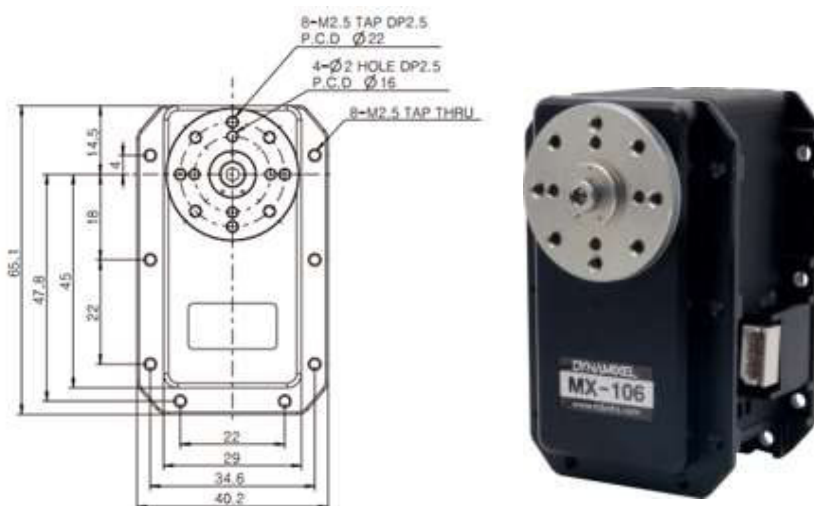
Figura 50. Diagrama de asignación de pines de la serie Dynamixel MX.



Dentro de la línea de actuadores Dynamixel existen servos motores de diferentes tamaños y con diferentes características dinámicas. El actuador con mayor torque de salida entre ellos, es el Dynamixel MX-106 y como se indicará más adelante, es el servo motor implementado en esta investigación. A continuación, se presentarán las características proporcionadas por el fabricante (ROBOTIS).

a. Características físicas. Para obtener las características físicas del Dynamixel MX-106, se utilizó la hoja de datos proporcionada por el fabricante. En la Tabla 10 pueden observarse los rangos de voltaje y temperatura entre los que un Dynamixel puede funcionar, así como otras características físicas. En la Figura 51, se muestran sus dimensiones y una imagen del motor.

Figura 51. Dimensiones de Dynamixel MX-106.



(ROBOTIS)

Tabla 10. Características físicas de Dynamixel MX-106.

Voltaje de alimentación	10V a 14.8 V (Recomendado: 12 V)
Temperaturas de trabajo	-5 °C a 80 °C
Peso	153 g
Dimensiones	40.2 mm x 65.1 mm x 46 mm
Corriente en espera	100 mA

(ROBOTIS)

b. Características dinámicas. Un factor de suma importancia para la selección de actuadores, es el torque que éstos pueden proporcionar y las velocidades a las que pueden trabajar. En la Tabla 11, se muestran ambas características, dependientes del voltaje de alimentación suministrado al motor.

Tabla 11. Características dinámicas de Dynamixel MX-106.

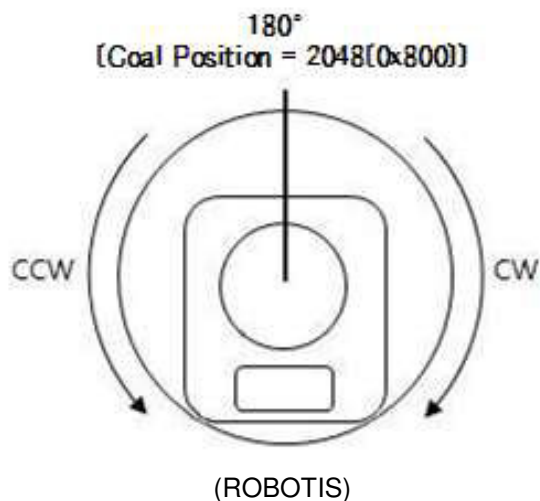
Torque de arranque	8 N·m	11.1 V, 4.8 A
	8.4 N·m	12 V, 5.2 A
	10 N·m	14.8 V, 6.3 A
Velocidad máxima sin carga	41 rpm	11.1 V
	45 rpm	12 V
	55 rpm	14.8 V

(ROBOTIS)

c. Control de posición y velocidad. La hoja de datos especifica que los 360° que conforman una revolución, pueden ser controlados en los Dynamixel MX-106T y se cuenta con una resolución de 0.088° para controlarlos. Esto puede lograrse porque se utiliza un codificador magnético sin contacto (Contactless absolute encoder) de 12 bits, como sensor de posición. El sensor es capaz de medir de manera exacta y precisa los 360° y además, los 12 bits utilizados por el sensor confirman la resolución indicada en la hoja de datos, obteniendo $\frac{360}{2^{12}} = 0.0879$. En la Figura 52 se indica un valor de ángulo de 180°, que corresponde a 2048 (valor medio de $2^{12} = 4096$) (ROBOTIS).

En cuanto al control de velocidad, los motores se controlan con valores entre 0 y 1023. Según la hoja de datos, el valor de 1023 equivale a aproximadamente 117.07 rpm, obteniendo una resolución de aproximadamente 0.114 rpm ($\frac{117.07}{1024} = 0.114$). Nótese que según la Tabla 11, la velocidad máxima sin carga con 14.8V de alimentación es de 55 rpm, por lo tanto, para los Dynamixel MX-106T no se utiliza todo el rango de valores (ROBOTIS).

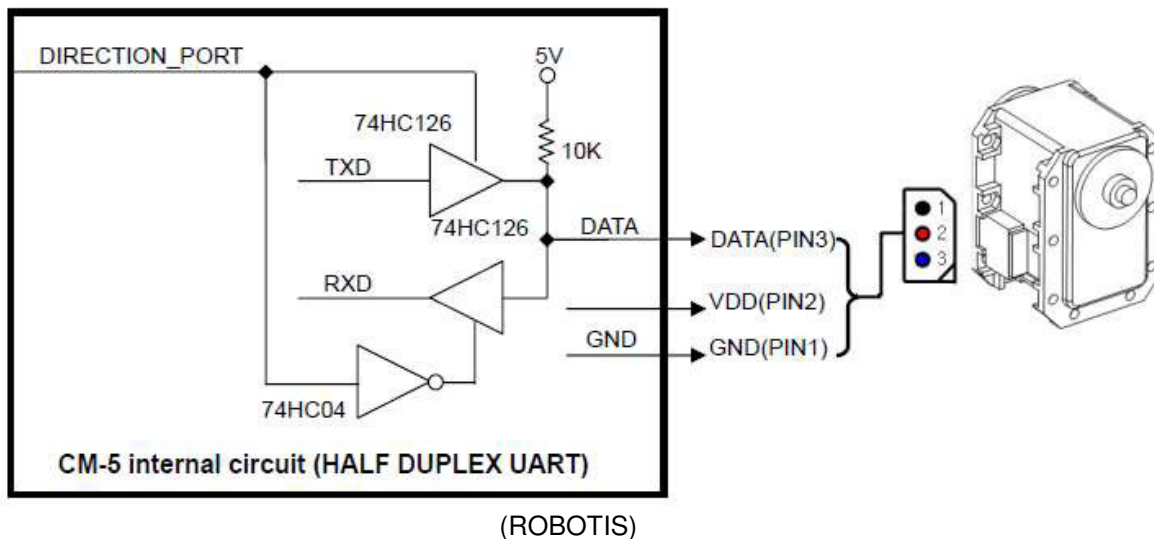
Figura 52. Ejemplo de valor decimal equivalente a una posición en grados.



En la sección de instrucciones se explicará detalladamente la forma en que se envía la instrucción para el control de posición y velocidad.

d. Comunicación. Los Dynamixel MX-106 utilizan un protocolo de comunicación serial asíncrona half duplex, de 8 bits y sin paridad. Al utilizar un controlador para comunicarse con los Dynamixels, es necesario implementar un convertidor de comunicación half duplex como el mostrado en Figura 53 (ROBOTIS).

Figura 53. Circuito para conversión de Half Duplex a UART.



e. Instrucciones. Para controlar el motor, deben enviarse paquetes de instrucciones que modifican su tabla de control. Esta tabla de control se encuentra dividida en dos áreas, EEPROM y RAM, compuestas con registros de 8 bits mostrados en la Tabla 12, Tabla 13 y Tabla 14 (ROBOTIS).

En la tabla de control puede observarse que se cuenta con un byte de ID y un byte de baudrate. Ambos parámetros pueden cambiarse y utilizar diferentes IDs permite controlar varios Dynamixel que están conectados simultáneamente a la misma línea de datos (ROBOTIS).

La estructura de todos los paquetes de instrucciones es la misma, conformada como se muestra en la Figura 54. Al inicio, los 0xFF le indican al motor el inicio del paquete, luego se envía el número de ID, la longitud del paquete y la instrucción con sus respectivos parámetros (ROBOTIS).

Figura 54. Formato de un paquete de instrucciones para Dynamixel MX-106T.



Las instrucciones utilizadas para el control del Dynamixel se muestran en la Tabla 15. En el caso de control de posición y velocidad, para cambiarlas, se utiliza la instrucción WRITE_DATA o SYNC WRITE y se envían como parámetros la dirección de inicio de escritura y los datos a escribir. De manera similar se utiliza la instrucción READ_DATA, pero en este caso, el motor reenvía un paquete al controlador con una estructura muy parecida al paquete de la Figura 54, la diferencia reside en que el byte de instrucción es ahora un byte de error (ROBOTIS).

Tabla 12. Tabla de control de Dynamixel MX-106 (Parte 1).

Área	Dirección (Hexadecimal)	Nombre	Descripción	Acceso	Valor Inicial (Hexadecimal)
EEPROM	0 (0X00)	Model number(L)	Byte bajo del número de modelo	R	64 (0X40)
	1 (0X01)	Model number(H)	Byte alto del número de modelo	R	1 (0X01)
	2 (0X02)	Version of firmware	Información de la versión de firmware	R	-
	3 (0X03)	ID	ID de Dynamixel	RW	1 (0X01)
	4 (0X04)	Baud rate	Baud Rate de Dynamixel	RW	34 (0X22)
	5 (0X05)	Return delay time	Tiempo de retraso de retorno	RW	250 (0XFA)

(ROBOTIS)

Tabla 13. Tabla de control de Dynamixel MX-106 (Parte 2).

Área	Dirección (Hexadecimal)	Nombre	Descripción	Acceso	Valor Inicial (Hexadecimal)
EEPROM	6 (0X06)	CW angle limit(L)	Byte bajo de límite de ángulo a favor de las agujas de reloj	RW	0 (0X00)
	7 (0X07)	CW angle limit(H)	Byte alto de límite de ángulo a favor de las agujas de reloj	RW	0 (0X00)
	8 (0X08)	CCW angle limit(L)	Byte bajo de límite de ángulo en contra de las agujas de reloj	RW	255 (0XFF)
	9 (0X09)	CCW angle limit(H)	Byte alto de límite de ángulo en contra de las agujas de reloj	RW	15 (0X0F)
	10 (0X0A)	Drive mode	Selección de modo continuo	RW	0(0X00)
	11 (0X0B)	The highest limit temperature	Límite de mayor temperatura interna	RW	80 (0X50)
	12 (0X0C)	The lowest limit voltage	Límite de menor voltaje	RW	60 (0X3C)
	13 (0X0D)	The highest limit voltage	Límite de mayor voltaje	RW	160 (0XA0)
	14 (0X0E)	Max torque(L)	Byte bajo de torque máximo	RW	255 (0XFF)
	15 (0X0F)	Max torque(H)	Byte alto de torque máximo	RW	3 (0X03)
	16 (0X10)	Status return level	Byte de estado de retorno	RW	2 (0X02)
	17 (0X11)	Alarm LED	LED para Alarma	RW	36 (0X24)
	18 (0X12)	Alarm shutdown	Paro por Alarma	RW	36 (0X24)
RAM	24 (0X18)	Torque enable	Torque On/Off	RW	0 (0X00)
	25 (0X19)	LED	LED On/Off	RW	0 (0X00)
	26 (0X1A)	D Gain	Ganancia derivativa	RW	0 (0X00)
	27 (0X1B)	I Gain	Ganancia integral	RW	0 (0X00)
	28 (0X1C)	P Gain	Ganancia proporcional	RW	32 (0X20)
	30 (0X1E)	Goal position(L)	Byte bajo de posición final	RW	-
	31 (0X1F)	Goal position(H)	Byte alto de posición final	RW	-
	32 (0X20)	Moving speed(L)	Byte bajo de velocidad de movimiento	RW	-
	33 (0X21)	Moving speed(H)	Byte alto de velocidad de movimiento	RW	-
34 (0X22)	Torque limit(L)	Byte bajo de límite de torque	RW	ADD14	

(ROBOTIS)

Tabla 14. Tabla de control de Dynamixel MX-106 (Parte 3).

Área	Dirección (Hexadecimal)	Nombre	Descripción	Acceso	Valor Inicial (Hexadecimal)
R A M	35 (0X23)	Torque limit(H)	Byte alto de límite de torque	RW	ADD15
	36 (0X24)	Present position(L)	Byte bajo de posición actual	R	-
	37 (0X25)	Present position(H)	Byte alto de posición actual	R	-
	38 (0X26)	Present speed(L)	Byte bajo de velocidad actual	R	-
	39 (0X27)	Present speed(H)	Byte alto de velocidad actual	R	-
	40 (0X28)	Present load(L)	Byte bajo de carga actual	R	-
	41 (0X29)	Present load(H)	Byte alto de carga actual	R	-
	42 (0X2A)	Present voltage	Voltaje actual	R	-
	43 (0X2B)	Present temperature	Temperatura actual	R	-
	44 (0X2C)	Registered	Indica si hay una instrucción en espera	R	0 (0X00)
	46 (0X2E)	Moving	Indica si ha llegado a su posición final	R	0 (0X00)
	47 (0X2F)	Lock	Indica si puede modificarse la EEPROM	RW	0 (0X00)
	48 (0X30)	Punch(L)	Byte bajo de Punch	RW	0 (0X00)
	49 (0X31)	Punch(H)	Byte alto de Punch	RW	0 (0X00)
	68 (0X44)	Current(L)	Byte bajo de consumo de corriente	RW	0 (0X00)
	69 (0X45)	Current(H)	Byte alto de consumo de corriente	RW	0 (0X00)
	70 (0X46)	Torque control mode enable	Torque control mode on/off	RW	0 (0X00)
71 (0X47)	Goal torque(L)	Byte bajo de torque final	RW	0 (0X00)	
72 (0X48)	Goal torque(H)	Byte alto de torque final	RW	0 (0X00)	
73 (0X49)	Goal acceleration	Aceleración final	RW	0 (0X00)	

(ROBOTIS)

Tabla 15. Tabla de instrucciones de Dynamixel MX-106 (Datasheet).

Valor	Nombre de instrucción	Función	Número de parámetros
0x01	PING	No ejecuta.	0
0x02	READ_DATA	Lee datos del Dynamixel	2
0x03	WRITE_DATA	Escribe datos en la tabla de control del Dynamixel	2 o más
0x04	REG WRITE	Es como WRITE_DATA, pero se mantiene detenido, sin ser ejecutado, hasta que el comando ACTION llega	2 o más
0x05	ACTION	Inicia la instrucción enviada con REG WRITE	0
0x06	RESET	Restaura el estado del Dynamixel	0
0x83	SYNC WRITE	Se utiliza para controlar varios Dynamixel al mismo tiempo (con la misma instrucción)	4 o más

R. Recolección de energía

El concepto de recolección de energía (Energy Harvesting) se refiere al proceso de utilizar energía del ambiente, la cual es generalmente convertida en energía eléctrica para alimentar dispositivos electrónicos pequeños y autónomos. Existe una gran diversidad de sistemas cuya función principal es la de monitorear su ambiente por medio de un nodo sensor, mientras se valen de la energía que pueden obtener de sus alrededores para seguir operando. Estos dispositivos están diseñados especialmente para aprovechar el exceso de energía dentro de su ambiente para alimentar al nodo sensor. La escala a la que se trabaja en estos casos es la de miliwatts o incluso microwatts (Beeby & White, 2010).

En el caso de este tipo de sensores, la recolección de energía presenta ventajas en cuanto a la facilidad de instalación, flexibilidad y la evasión del costo y peso adicional así como la poca fiabilidad de conexiones alámbricas. Incluso se puede dar la situación en la que no sea viable o no exista un acceso al suministro eléctrico. La recolección de energía también ayuda a evitar el cambio constante de baterías en equipos que lo requieran, lo cual trae beneficios a la vida útil de los dispositivos (Beeby & White, 2010).

Hay un amplio rango de dominios energéticos en el ambiente que se pueden aprovechar, ya sea externos o internos: La energía solar (luz), la energía termal (calor) y la energía cinética (movimiento) son tres ejemplos que se pueden considerar como posibles fuentes para la recolección de energía en un típico ambiente externo. Al momento de considerar cada una de las opciones disponibles, es necesario preguntarse (Beeby & White, 2010):

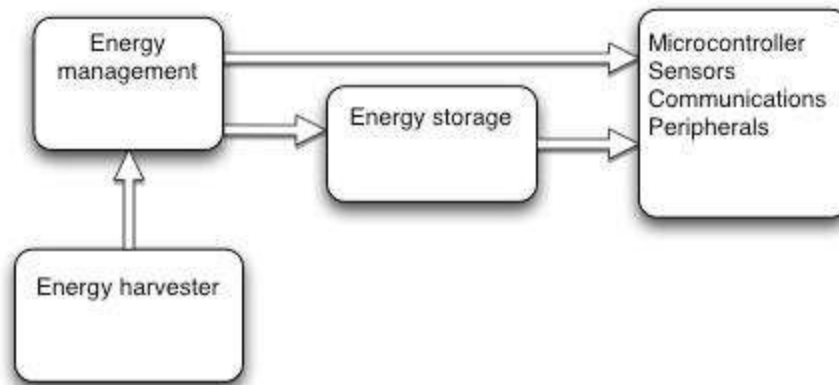
- ¿Está disponible siempre la fuente de energía?
- ¿Varía en intensidad?

- ¿Cuántos tipos diferentes de fuentes se pueden aprovechar?
- ¿Es la solución eficiente en cuanto a costos?
- ¿Hasta qué punto llega a afectar la recolección de energía a la fuente primaria de energía?

Al final, la elección del tipo de energía a recolectar, y el método a utilizar para hacerlo dependen en gran medida de la aplicación que se quiere implementar (Beeby & White, 2010).

1. Elementos de un sistema recolector de energía. Los elementos claves de un sistema recolector de energía y las interconexiones entre ellos se presentan en la Figura 55 con el diagrama de bloques. Esto ilustra algunas de las consideraciones que se deben hacer cuando se implementa una estrategia de recolección de energía para resolver algún problema (Beeby & White, 2010).

Figura 55. Arquitectura típica de un sistema recolector de energía.



(Beeby & White, 2010)

El primer elemento a considerar es la salida del recolector de energía (Energy harvester), que se caracteriza por presentarse en forma de las variables eléctricas de voltaje y corriente. Dependiendo de la naturaleza del recolector, estos parámetros pueden variar considerablemente, particularmente en su fase, frecuencia, amplitud AC y/o magnitud DC (Beeby & White, 2010).

Para poder alimentar a un sistema electrónico como lo es un sensor o un microcontrolador, es necesario modificar la salida del recolector, de lo cual se encarga el acondicionador de energía (Energy management). Son muy comunes conversiones como la rectificación, el filtrado y la regulación de la energía obtenida (Beeby & White, 2010).

También se tiene que tomar en cuenta que la salida del recolector de energía no siempre va a ser continua ni de la misma intensidad. Por eso es necesario un módulo de almacenaje (Energy storage) que guarde la energía de forma temporal para que pueda ser utilizada de una

manera controlada por los subsistemas electrónicos. El elemento almacenador puede ser un supercapacitor o una batería recargable (Beeby & White, 2010).

Por último, el módulo de la aplicación (Microcontroller, Sensors, Communications, Peripherals) típicamente se compone de un microcontrolador de bajo consumo, una variedad de sensores, un módulo de comunicaciones y otros periféricos específicos de la función del dispositivo (Beeby & White, 2010).

2. Recolección de energía cinética. Los generadores de energía cinética convierten energía mecánica del ambiente en energía eléctrica. La energía cinética está presente en el ambiente en forma de vibraciones, desplazamientos aleatorios o fuerzas, y pueden ser convertidos en energía eléctrica usando mecanismos electromagnéticos, piezoeléctricos o electrostáticos (Beeby & White, 2010).

Vibraciones de un nivel considerable pueden ser encontradas en numerosas aplicaciones incluyendo equipos domésticos como refrigeradoras, lavadoras y hornos microondas, equipo de plantas industriales, estructuras móviles como automóviles y aviones, estructuras civiles como edificios y puentes. Nuevas tendencias en el área se están enfocando también en los movimientos del cuerpo humano. Sin embargo, a diferencia de las vibraciones producidas por máquinas, equipos industriales y dispositivos móviles, los movimientos humanos tienden a ser de baja frecuencia y de desplazamientos largos (Beeby & White, 2010).

La cantidad de energía eléctrica obtenible de cada una de estas aproximaciones depende de la cantidad de energía cinética disponible, así como de la eficiencia del generador y del sistema conversor de energía. Uno de los mayores retos en la recolección de energía cinética es que los generadores suelen ser diferentes en cada aplicación. Es esencial que los generadores sean diseñados conociendo desde un principio la aplicación a alimentar y las características de la energía cinética a recolectar (Beeby & White, 2010).

3. Recolección de energía del movimiento humano. La energía humana es una fuente de energía interesante. Los músculos convierten el alimento en trabajo mecánico positivo, con picos de eficiencia de aproximadamente 25%, comparable con la de motores de combustión interna. El trabajo puede ser realizado a altas tasas, con promedios de 100W fácilmente alcanzables por una persona promedio. El alimento, la fuente principal de energía metabólica requerida por los músculos, es casi tan eficiente como la gasolina y casi 100 veces más eficiente que baterías del mismo peso. Es por estas propiedades que muchas investigaciones se han enfocado en convertir la energía mecánica humana en energía eléctrica. Los recolectores de energía biomecánica generan electricidad de las personas mientras realizan actividades cotidianas (Donelan, Naing, & Li, 2008).

La utilización de las piernas es una de las acciones que más energía consume del cuerpo humano. Mientras se camina, se ejerce 30% más fuerza sobre los pies que el mismo peso del cuerpo. Un cálculo aproximado indica que cada paso dado durante un andado promedio puede proveer hasta 67W. A pesar de que caminar no es una acción continua, la energía puede ser almacenada para proveer una fuente constante de alimentación. La energía creada por el andar del cuerpo humano puede ser recolectada por distintos métodos como el efecto piezoeléctrico, la electrostática, los generadores rotativos o la inducción magnética (Starner & Paradiso, 2004).

4. Formas de recolección de energía cinética

a. Por medio del efecto piezoeléctrico. Los materiales piezoeléctricos crean un voltaje diferencial entre sus terminales cuando son sometidos a una deformación mecánica. Adicional a esto, el efecto piezoeléctrico funciona de forma inversa, cuando al aplicársele un potencial eléctrico, se genera una deflexión en el material. Estas propiedades permiten que los materiales piezoeléctricos sean utilizados en diversas aplicaciones como resonadores, sensores e incluso actuadores (Kim, 2002).

Hasta hace poco, la generación de energía por medio de piezoeléctricos no había sido popular, debido a la poca potencia que podían entregar. Debido a que los dispositivos electrónicos modernos son cada vez más pequeños, sus requerimientos de energía se reducen. Actualmente, un microprocesador de baja potencia consume aproximadamente 1mW. Esto ha abierto las puertas al desarrollo de métodos de alimentación para dispositivos portátiles basados en generadores piezoeléctricos (Kim, 2002).

b. Por medio de electrostática. Como parte de un proyecto de la DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency, por sus siglas en inglés), un grupo de científicos ha creado generadores electrostáticos basados en materiales conocidos como polímeros electroactivos o elastómeros dieléctricos. Su funcionamiento se basa en la compresión de un material dieléctrico cargado durante el apoyo del pie, lo cual produce un voltaje de forma similar a los materiales piezoeléctricos (Starner & Paradiso, 2004). Una membrana de elastómero dieléctrico, intercalada entre dos electrodos es considerado un capacitor deformable. Cuando se aplican fuerzas sobre la membrana y ésta se ensancha, el voltaje en el capacitor aumenta, produciendo energía (Adrian Koh, Keplinger, Li, Bauer, & Suo, 2011).

c. Por medio de generador rotativo. La colocación estratégica de generadores eléctricos en ubicaciones de las extremidades inferiores que estén sometidas a movimientos radiales puede generar grandes cantidades de energía. Por medio de mecanismos de levas y pistones o similares, se puede generar energía a partir de la caída de cada paso (Starner & Paradiso, 2004). Para este tipo de generador se debe tomar en cuenta la comodidad del usuario

y la carga que representaría. Una solución similar aplica el concepto del frenado regenerativo al movimiento de flexión de la rodilla. Un generador montado sobre el eje de la articulación es activado solamente durante la extensión de la pierna, evitando sobrecargar el movimiento y a la vez contribuyendo a la anatomía a frenarlo, todo eso mientras captura la energía cinética del paso (Donelan, Naing, & Li, 2008).

d. Por medio de inducción magnética. Los sistemas de inducción magnética generan energía por medio del movimiento relativo entre una bobina de alambre y un magneto. Esto causa que el flujo magnético de la bobina cambie, generando un voltaje diferencial entre las terminales del alambre. Este voltaje diferencial puede ser utilizado para cargar un capacitor o cualquier otro elemento de almacenaje de energía. La magnitud de la energía producida por los sistemas de inducción magnética puede llegar al orden de los kilowatts (Jonnalagadda, 2007).

S. Piezoelectricidad

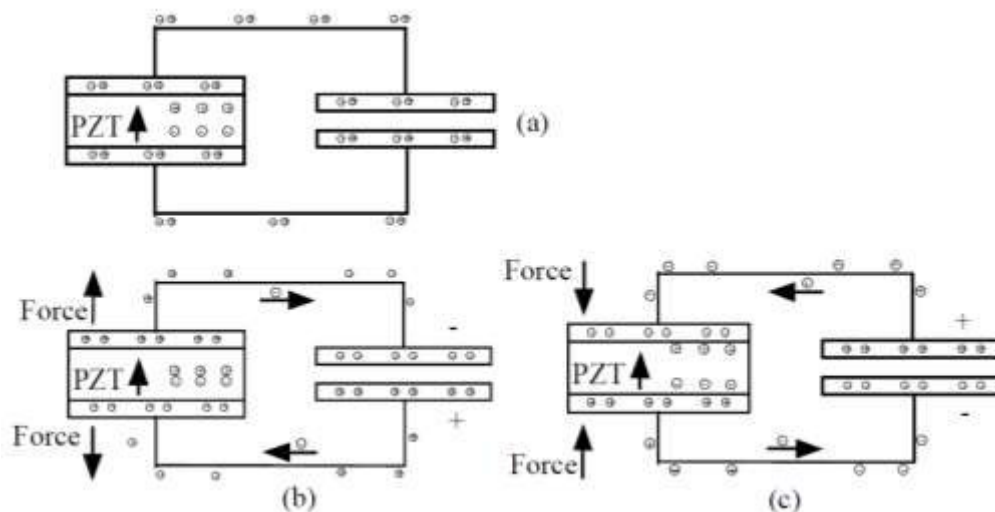
La piezoelectricidad es una forma de acoplamiento entre los comportamientos mecánicos y eléctricos de materiales cerámicos y cristales de distintas clases. Estos materiales exhiben el efecto piezoeléctrico, que puede ser directo o converso. En términos generales, el efecto piezoeléctrico directo explica cómo la polarización eléctrica de un material de este tipo es proporcional a la deformación mecánica que se le aplica. La Figura 56 muestra cómo la fuerza aplicada a un generador piezoeléctrico influye en las corrientes producidas dentro del mismo. Durante el efecto piezoeléctrico converso, el mismo material sufre deflexiones proporcionales al campo al que se polariza. Según las leyes de termodinámica, ambos efectos deben coexistir mutuamente en un mismo material. La piezoelectricidad fue descubierta por los hermanos Curie en 1880, pero sus aplicaciones reales no se habían explorado sino hasta hace algunos años (Erturk & Inman, 2011).

Varios cristales naturales, como la sal de Rochelle y el cuarzo, se han estudiado por exhibir el efecto piezoeléctrico. En los últimos años se han desarrollado cerámicas piezoeléctricas, que tienen un acople electromecánico mucho más fuerte y que pueden ser utilizados en aplicaciones de ingeniería. En el campo de la recolección de energía, el material más utilizado en la actualidad es el PZT (zirconato-titanato de plomo), que fue desarrollado por el Instituto de Tecnología de Tokio en los años cincuenta (Erturk & Inman, 2011).

Las ventajas principales de los materiales piezoeléctricos en la recolección de energía son su gran densidad de energía (W/cm^3) y su facilidad de aplicación en comparación con los métodos electromagnéticos y electrostáticos. Los generadores electromagnéticos generan un voltaje de salida muy bajo que requiere de un proceso multi-etapa para poder cargar un dispositivo de almacenaje. Por su parte, los generadores electrostáticos requieren de un voltaje

de entrada o carga para poder alterar la carga del capacitor del que dependen. Los generadores piezoeléctricos no necesitan de estas fases adicionales, ya que un voltaje utilizable es obtenible directamente del mismo material del que se constituyen. Además, las técnicas de fabricación en escala macro y micro están bien desarrolladas gracias a las técnicas de película fina y gruesa (thin-film, thick-film) (Erturk & Inman, 2011).

Figura 56. Esquemáticos que muestran el movimiento de las cargas en un generador piezoeléctrico debido a la fuerza aplicada: (a) cuando no se aplica fuerza. (b) cuando hay fuerza de tensión. (c) cuando hay fuerza de compresión.



(Kim, 2002)

1. **Chispero piezoeléctrico.** Los chisperos piezoeléctricos son dispositivos de ignición utilizados en gran variedad de productos. Pueden ser encontrados en encendedores, estufas, calentadores, y cualquier otro producto que necesite de un elemento de ignición. Los sistemas de ignición piezoeléctricos son mucho más simples, compactos y baratos que sistemas alternativos que incorporan magnetos permanentes o transformadores de alto voltaje y capacitores (American Piezo, 2013).

En los chisperos piezoeléctricos, una fuerza de muy baja frecuencia comparada con la frecuencia de resonancia de la cerámica es la que genera la energía eléctrica para la ignición. Para poder obtener la mayor cantidad de energía posible, se utiliza un mecanismo de resorte percutor que impacta al elemento piezoeléctrico rápidamente, de tal manera que éste entra en resonancia mecánica, produciendo así la chispa eléctrica de acuerdo al efecto piezoeléctrico (Paradiso & Feldmeier, 2001).

El volumen del elemento cerámico y la cantidad de tensión ejercida en el elemento piezoeléctrico son factores que hay que tomar en cuenta al convertir energía mecánica en energía eléctrica. La tensión sobre el elemento es la razón de la fuerza aplicada sobre la superficie del elemento. Consecuentemente, cuando la composición de la cerámica, el volumen

del elemento cerámico y la fuerza aplicada permanecen constantes, el elemento con la menor área superficial generará la mayor cantidad de energía eléctrica (American Piezo, 2013).

2. Actuadores THUNDER. THUNDER (THin-layer composite Unimorphs Ferroelectric DrivEr) es una familia de actuadores y sensores piezoeléctricos que se caracterizan por su robustez, potencia y fiabilidad. Es una tecnología originalmente desarrollada por la NASA, y tiene el potencial de permitir grandes avances en el área de los materiales inteligentes. Estos dispositivos son comúnmente utilizados en actuadores, sensores y generadores de sonidos acústicos. La Figura 57 es una fotografía del dispositivo TH-6R utilizado en este trabajo de investigación (Face International Corporation, THUNDER White Paper, 2001).

Figura 57. Fotografía del THUNDER TH-6R utilizado en el proyecto.



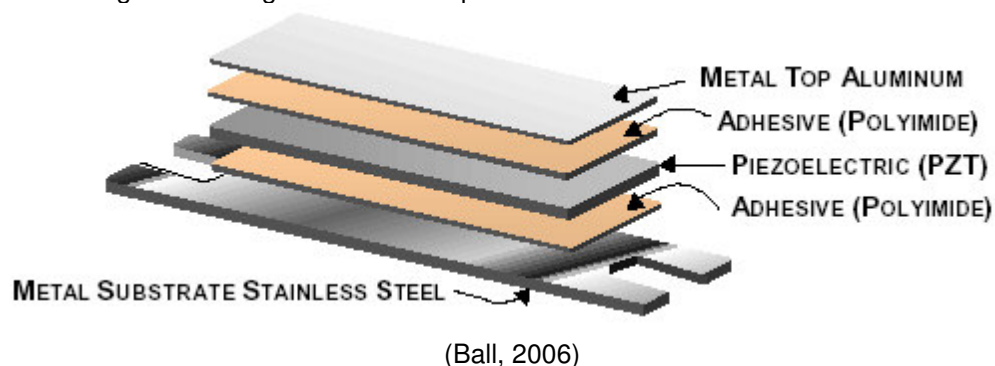
(Face International Corporation, THUNDER TH-6R Data Sheet, 2001)

El funcionamiento de los dispositivos THUNDER se basa en láminas piezocerámicas de PZT. El PZT es un material ferroeléctrico policristalino que es manufacturado especialmente con propiedades piezoeléctricas mejoradas. Los dispositivos THUNDER están compuestos de múltiples capas de materiales que se colocan una sobre otra (Ball, 2006).

La composición de los actuadores THUNDER se puede apreciar en la Figura 58. La capa inferior es de acero inoxidable, la capa del medio es el cerámico PZT y la capa superior es de aluminio. Se utiliza un adhesivo LaRC-SI para unir a las capas entre sí. Este adhesivo permite que se haga un pretensado a la estructura y a todas las capas, lo cual resulta en la curvatura característica de los actuadores. El pretensado y la curvatura generada por el mismo permiten a los THUNDER un mayor rango de movimiento sin sufrir rajaduras ni quiebres en comparación con otros productos piezocerámicos (Ball, 2006).

Los THUNDER son capaces de medir pequeñas fuerzas y desplazamientos, generando al mismo tiempo altos voltajes de salida. Este comportamiento se puede aprovechar en aplicaciones de recolección de energía. Debido a estas características, y a su gran resistencia y robustez, se han hecho varios estudios de recolección de energía basados en estos actuadores (Ball, 2006).

Figura 58. Diagrama de la composición de los actuadores THUNDER.



T. Dispositivo LTC3588-1

El LTC3588-1 es un circuito integrado compuesto por un puente rectificador de onda completa de baja pérdida y un convertidor DC-DC a voltajes menores tipo buck (buck converter). En la Figura 59 se muestran estos y otros elementos internos que se encuentran dentro del circuito integrado del LTC3588-1. Estos componentes forman en conjunto una solución completa para la recolección de energía, optimizada para fuentes de energía con una alta impedancia de salida, como lo son los transductores piezoeléctricos (Linear Technologies, 2010).

Además, el LTC3588-1 cuenta con un modo de bloqueo por bajo voltaje (undervoltage lockout - UVLO) que permite que se acumule carga hasta que el convertidor pueda transferir eficientemente una porción de la carga acumulada a la salida. La corriente quiescente (quiescent current) que se da durante el modo de bloqueo es mínima, lo cual evita fugas de la energía recolectada. Durante la regulación, el LTC3588-1 entra a un estado de reposo (sleep state), durante el cual tanto la corriente quiescente de entrada como la de salida son mínimas. El convertidor buck se enciende y se apaga según sea necesario para mantener la regulación (Linear Technologies, 2010).

El LTC3588-1 permite seleccionar cuatro voltajes de regulación por medio de dos pines de entrada: 1.8V, 2.5V, 3.3V y 3.6V. Es capaz de proveer una corriente continua de 100mA a su salida. Además, cuenta con una protección de supresión a 20V, lo cual permite mayor almacenamiento de energía para un valor dado de capacitancia de entrada. Este circuito integrado está diseñado para aplicaciones de recolección de energía piezoeléctrica y electromecánica, sensores inalámbricos en sistemas de climatización, rastreo móvil, sensores de presión en neumáticos, y reemplazo de baterías en sensores industriales, entre otros (Linear Technologies, 2010).

bloqueo de bajo voltaje para saber cuándo activar el regulador y cuándo no (Linear Technologies, 2010).

4. **Indicador de voltaje.** Un comparador produce un valor lógico alto en el pin PGOOD cuando el convertidor alcanza el voltaje de regulación. El pin se mantiene en alto hasta que el voltaje en la salida cae por debajo del 92% del voltaje de regulación regulado. Esta indicación está diseñada para que sea utilizada por un microcontrolador como señal de salida de reposo (wake up) (Linear Technologies, 2010).

U. Microcontrolador MSP430

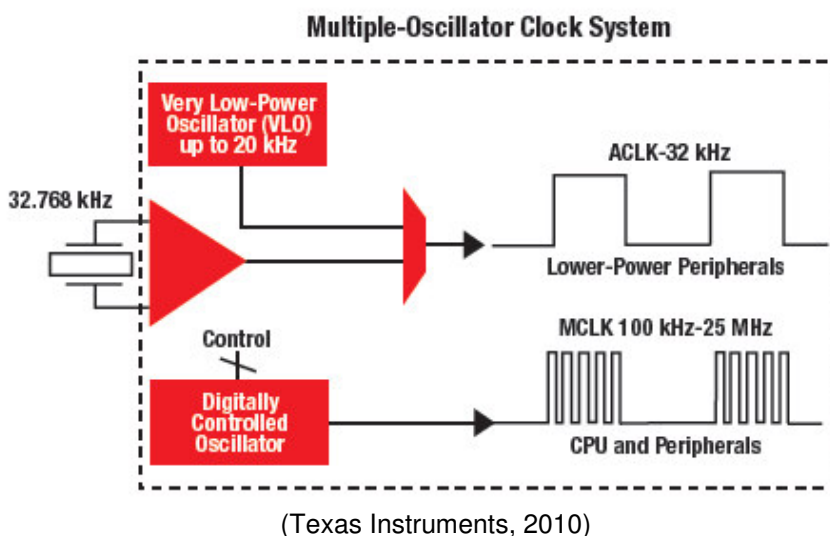
Los microcontroladores de la línea MSP430 de Texas Instruments están diseñados específicamente para aplicaciones que requieran de bajo consumo de potencia. Tienen una arquitectura de 16 bits basada en el modelo RISC (Reduced Instruction Set Computing) y capacidad para procesamiento de señales digitales y analógicas (Texas Instruments, 2010).

1. Características generales

a. **Ultra-baja potencia.** El sistema de relojes del MSP430 es capaz de habilitar y deshabilitar los diversos relojes y osciladores con los que esté trabajando, lo cual permite al dispositivo operar en los distintos modos de bajo consumo (Low-power Modes - LPM). Por medio del manejo flexible del sistema de relojes, se puede optimizar el consumo de corriente del microcontrolador, habilitando solamente los relojes requeridos cuando sea necesario (Texas Instruments, 2010).

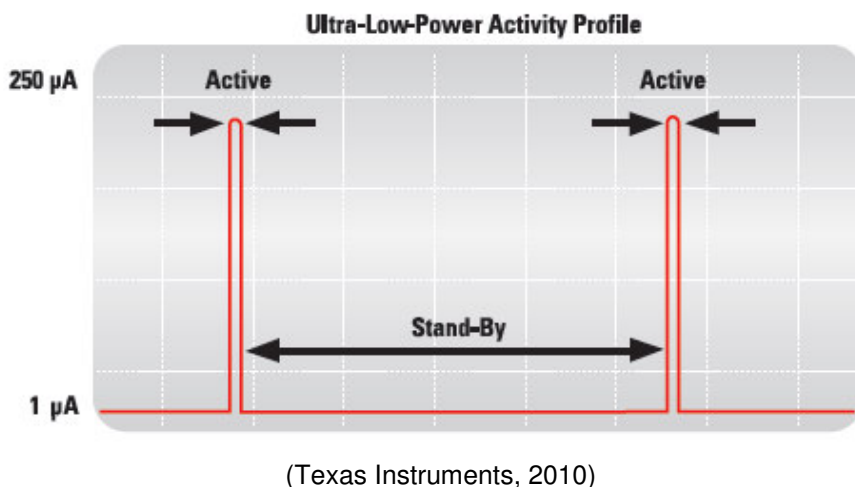
El MSP430 cuenta con un Reloj Principal (Main Clock – MCLK) que coordina a la unidad de procesamiento (CPU), y que puede ser generado por el oscilador interno digitalmente controlado (Digitally Controlled Oscillator – DCO) de hasta 25MHz o por un cristal externo. El Reloj Auxiliar (Auxiliary Clock – ACLK) puede coordinar módulos periféricos individuales, y es generado por el oscilador de baja potencia interno o por un cristal externo. Además, tiene un Reloj Secundario (Sub-Main Clock – SMCLK) que es capaz de coordinar módulos periféricos más rápidos y que también es generado por el DCO o por un cristal externo. La Figura 60 muestra el esquema del sistema de relojes del MSP430 (Texas Instruments, 2010).

Figura 60. Diagrama del sistema de relojes del MSP430.



El MSP430 es capaz de despertar instantáneamente de sus modos de bajo consumo. Esto es posible gracias al DCO, que puede activarse y estabilizarse en $1\ \mu\text{s}$. Como se puede ver en la Figura 61, ésta es una característica muy deseable en aplicaciones de bajo consumo, ya que permite al microcontrolador utilizar al CPU en ráfagas de tiempo más eficientes y así mantenerse en modos de baja potencia por más tiempo (Texas Instruments, 2010).

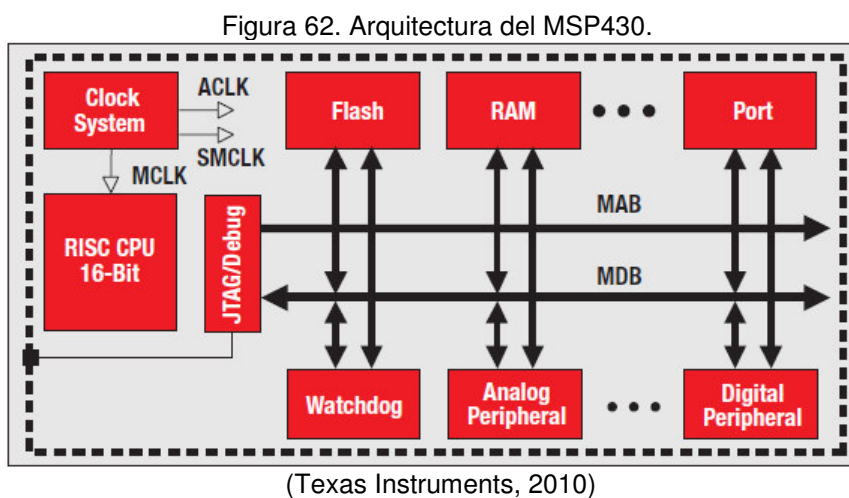
Figura 61. Perfil de funcionamiento de sistemas de bajo consumo.



b. Sumamente integrado. Los microcontroladores MSP430 ofrecen un amplio rango de periféricos analógicos y digitales de alto rendimiento. Los periféricos del MSP430 están diseñados para tener máxima funcionalidad y para proveer interrupciones, resets y administración de buses al más bajo consumo. Muchos de los periféricos funcionan de forma autónoma, minimizando el tiempo de uso del CPU en modo activo. Entre los periféricos con los que cuentan los MSP430 están los convertidores de analógico a digital, comparadores,

convertidores de digital a analógico, multiplicadores, amplificadores operacionales, temporizadores, relojes de tiempo real, módulos de radiofrecuencia, comunicación USB, SPI e I²C, y controladores de LCD (Texas Instruments, 2010).

c. Facilidad de uso. Los MSP430 son bastante fáciles de utilizar por su moderna arquitectura RISC de 16 bits y su sencillo ambiente de desarrollo. La arquitectura de 16 bits provee la flexibilidad de registros de 16 bits totalmente direccionables, de ciclo único junto con la potencia de un RISC. La Figura 62 muestra el esquema interno de la arquitectura del MSP430. Su diseño moderno ofrece versatilidad utilizando solamente 27 instrucciones y 7 modos de direccionamiento. Existen bastantes herramientas de desarrollo a precios accesibles e incluso gratis y fáciles de entender y usar (Texas Instruments, 2010).



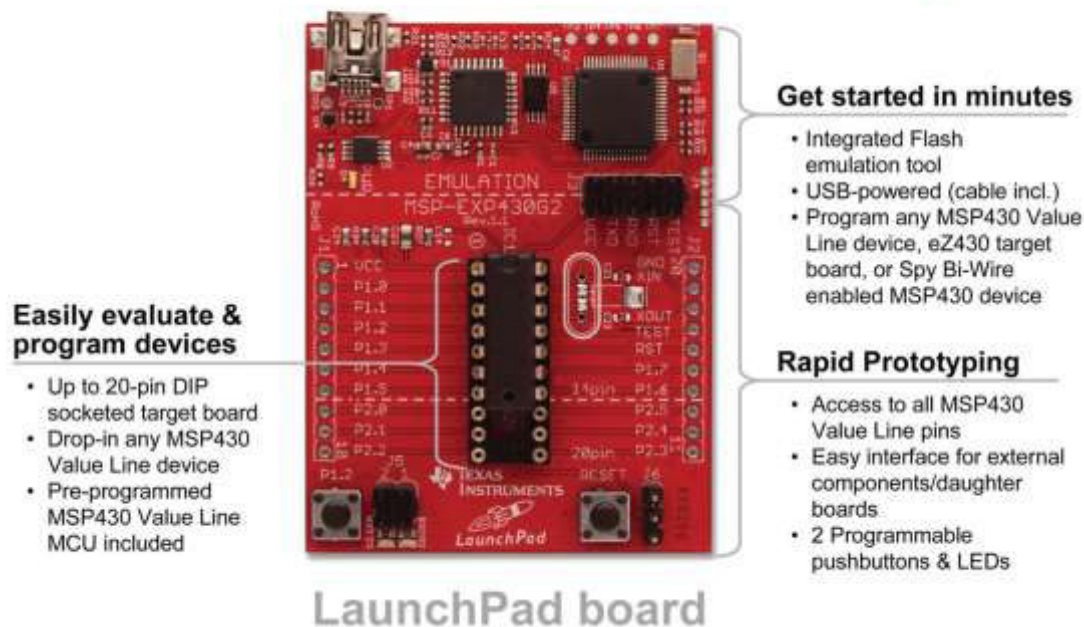
2. LaunchPad. La serie de microcontroladores MSP430G2xx Value Line busca posicionarse como una alternativa a los microcontroladores de 8 bits de bajo costo. La Value Line ofrece soluciones frente a las cada vez más demandantes tareas a las que los microcontroladores de 8 bits se enfrentan, brindando capacidad de 16 bits y costos y consumos de potencia mucho más bajos. El LaunchPad MSP-EXP430G2 es una herramienta de desarrollo dirigida a esta serie de dispositivos, completamente integrada en una tarjeta experimental (Fernandez, 2010).

El LaunchPad cuenta con un emulador USB integrado, que ofrece todo el hardware y el software necesario para desarrollar aplicaciones para todos los dispositivos de la serie MSP430G2xx. Tiene un socket DIP de hasta 20 pines para que cualquier dispositivo de la serie pueda ser insertado y programado. La herramienta de emulación flash permite la conexión directa hacia la computadora para una fácil programación, depuración y evaluación. Además, la interfaz USB dispone de un canal de conexión serial UART de hasta 9600 baudios entre el

microcontrolador y la computadora (Texas Instruments, MSP-EXP430G2 LaunchPad Experimenter Board User's Guide, 2013).

Como se puede observar en la Figura 63, la tarjeta cuenta con conexiones a todos los pines del dispositivo fácilmente accesibles para propósitos de depuración o para la adición de tarjetas de expansión. Dos de los pines de entrada/salida digitales tienen conexión a LEDs para retroalimentación visual. Adicionalmente a esto, hay dos botones para uso general y reset del dispositivo (Texas Instruments, MSP-EXP430G2 LaunchPad Experimenter Board User's Guide, 2013).

Figura 63. Fotografía del LaunchPad MSP-EXP430G2.



(Fernandez, 2010)

El LaunchPad puede ser utilizado con las herramientas de desarrollo IAR Embedded Workbench o Code Composer Studio (CCS) para escribir, descargar y depurar aplicaciones. El depurador es discreto, permitiéndole al usuario correr una aplicación en velocidad real con breakpoints en hardware e ir paso a paso sin consumir recursos adicionales (Texas Instruments, MSP-EXP430G2 LaunchPad Experimenter Board User's Guide, 2013).

3. MSP430G2553. El microcontrolador MSP430G2553 es uno de los dos dispositivos que incluye el LaunchPad como parte del kit de desarrollo de Texas Instruments. Las características principales de la serie MSP430G2x53 son las siguientes (Texas Instruments, MSP430G2x53 MSP430G2x13 Mixed Signal Microcontroller, 2013):

- Bajo rango de voltaje de alimentación: 1.8V a 3.6V.
- Consumo de potencia ultra-bajo:

- Modo Activo: 220 μ A a 1MHz y 2.2V.
- Modo Standby: 0.5 μ A.
- Modo Off, con retención de RAM: 0.1 μ A.
- Cinco modos de ahorro de energía.
- Wake-up del modo standby en menos de 1 μ s.
- Arquitectura RISC de 16 bits, ciclo de instrucción de 62.5ns.
- Configuraciones básicas del módulo de reloj:
 - Frecuencias internas de hasta 16MHz.
 - Oscilador interno de baja frecuencia y bajo consumo.
- Temporizadores de 16 bits con tres registros de captura y comparación.
- Hasta 24 pines de entrada y salida con sensores capacitivos.
- Interfaz Serial de Comunicaciones Universal (USCI, por sus siglas en inglés):
 - UART con detección automática de baudrate.
 - SPI.
 - I²C.
- Convertidor A/D.
- Programación serial interna.
- Emulación por medio de interfaz Spy-Bi-Wire.

V. Autodesk Inventor Profesional

Autodesk Inventor es un sistema de diseño mecánico en 3D que incluye herramientas para modelado, manejo de información, colaboración y soporte técnico (Autodesk, Autodesk Inventor Getting Started , 2006). Este software incluye distintos módulos entre los cuales se encuentra el módulo de análisis de esfuerzos. Dicho módulo comprueba la funcionalidad de un diseño mecánico evaluando los esfuerzos en el diseño (Autodesk, Analysis and simulation: Getting Started, 2006). Inventor Professional realiza los análisis de esfuerzos por medio del método de elementos finitos. Éste es un método matemático que consiste en resolver ecuaciones simultáneas para poder brindar un cálculo del análisis realizado (Younis, 2012).

Para que el análisis de esfuerzos se realice de una manera adecuada se deben tomar en cuenta ciertos aspectos bajo los cuales trabaja el módulo de análisis de esfuerzos. Los supuestos más importantes, según Younis, se enumeran a continuación (Younis, 2012).

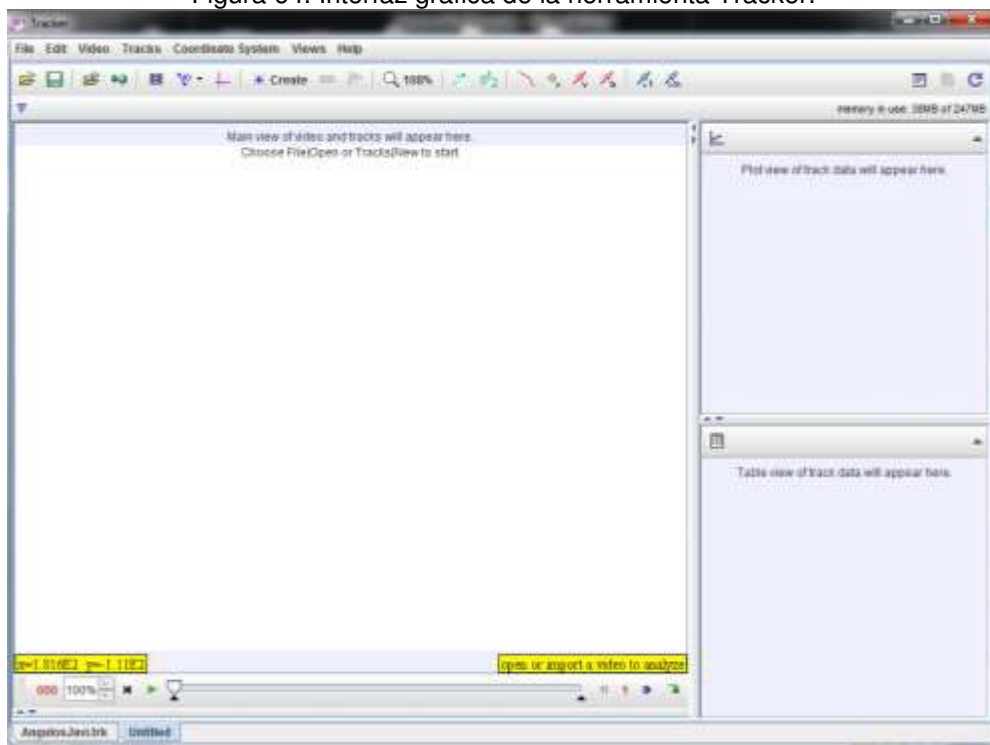
- El material se comporta de manera plástica dentro de las condiciones dadas. Por lo que no existe alargamiento luego de que la carga es retirada.
- La deformación total se asume que será pequeña en comparación con el grosor de la pieza analizada.

- Los resultados no toman en cuenta el efecto de la temperatura sobre el material para su análisis. Asumiendo que la temperatura no afecta las propiedades mecánicas del material.
- Cada pieza no es analizada como un todo. En cambio, es descompuesta en muchos pedazos pequeños que forman una malla que combina sus comportamientos individuales para predecir el comportamiento de las figuras.

W. Tracker

1. Descripción. Tracker es una herramienta gratuita para análisis de video y modelado. Está programado en lenguaje de Java y es de código abierto. Además, fue diseñado para utilizarse en el campo de la educación de la física como ciencia. Como puede observarse en la Figura 64, Tracker cuenta con una interfaz gráfica que permite al usuario abrir o arrastrar un clip de video para luego iniciar el análisis respectivo del mismo, o bien ingresar los parámetros necesarios para realizar un modelo físico del fenómeno que quiere analizarse (Brown, 2009).

Figura 64. Interfaz gráfica de la herramienta Tracker.



(Brown, 2009)

Tracker permite a los usuarios superponer modelos de partículas simples y dinámicos sobre clips de videos. Generalmente, se utiliza en experimentos en los que el usuario graba y abre un

archivo de video digital, y luego se encarga de calibrar la escala, y definir los ejes de coordenadas para un análisis apropiado (Brown, 2009).

El usuario tiene la opción de definir un modelo dinámico de simulación con expresiones de fuerza teóricas y condiciones iniciales, el cual se sincroniza y se superpone sobre el video. De esta forma, el comportamiento del modelo puede compararse directamente con el comportamiento real del evento grabado (Brown, 2009).

2. Características

a. Rastreo

1) Rastreo manual. Tracker permite rastrear objetos de interés en el video utilizando el mouse, o bien permite crear un modelo de partícula para dichos objetos. Cuando se quiere rastrear un objeto, basta con marcar su posición en cada cuadro del video presionando la tecla *Shift* del teclado y haciendo clic izquierdo con el mouse. En la Figura 65 se muestra un ejemplo del cursor al momento de realizar un rastreo manual en Tracker. Adicionalmente, si se quiere un cálculo de velocidades y aceleraciones, es importante marcar la posición del objeto en cada uno de los cuadros del video, sin excepción alguna (Brown, 2009).

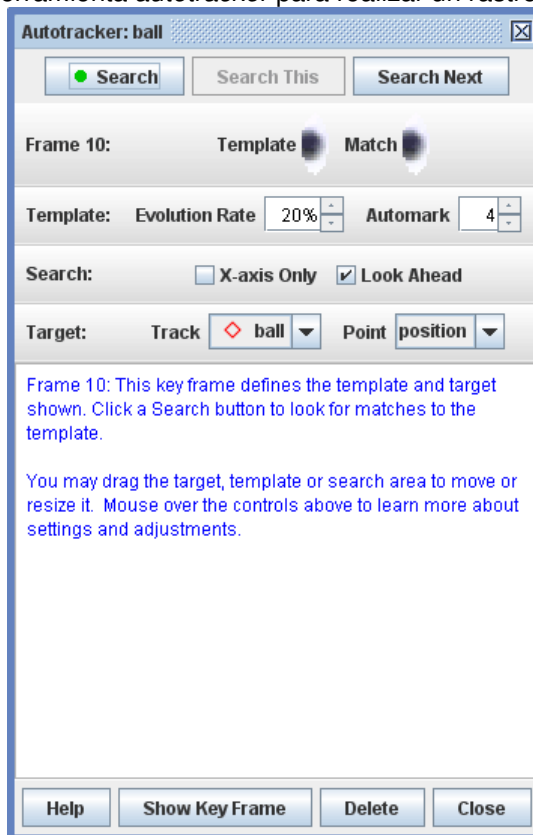
Figura 65. Rastreo manual de un objeto.



(Brown, 2009)

2) Rastreo automático. Cuando el objeto que se desea analizar tiene forma, tamaño y color consistentes a lo largo del video, puede utilizarse la herramienta *autotracker* para rastrear automáticamente dicho objeto. Esta herramienta elimina la necesidad de marcar la posición del objeto en cada cuadro del video, lo cual acelera considerablemente el proceso de rastreo y genera datos más consistentes. La Figura 66 es un ejemplo del uso de la herramienta *autotracker* (Brown, 2009).

Figura 66. Herramienta *autotracker* para realizar un rastreo automático.

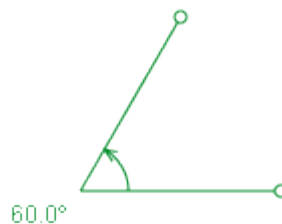


(Brown, 2009)

b. Herramientas

1) Transportador. Tracker cuenta con una herramienta de transportador con el fin de facilitar la medición de ángulos. El transportador consiste en un vértice, dos brazos, una flecha arqueada y un cuadro de texto que muestra la medida del ángulo, ya sea en grados o en radianes. Para hacer un mejor uso de la herramienta, Tracker permite vincular el vértice y el extremo de cada brazo del transportador a un punto que el usuario selecciona, de manera que estos puntos no cambien a lo largo del video. En la Figura 67 se puede observar la representación gráfica de esta herramienta (Brown, 2009).

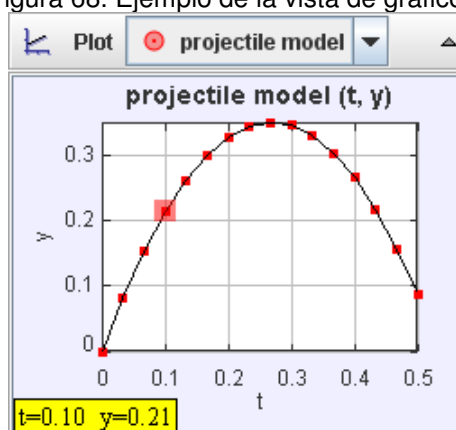
Figura 67. Herramienta de transportador para medida de ángulos.



(Brown, 2009)

2) Vista de gráficos. La vista de gráficos (Plot view) muestra el gráfico de los datos analizados por Tracker. Esta vista cuenta con su propia barra de herramientas, la cual permite seleccionar los datos que se quieren graficar, el color del gráfico y otras opciones. Esta herramienta es útil para observar el comportamiento de los datos analizados con respecto al tiempo transcurrido. La Figura 68 es un ejemplo de la vista de gráficos (Brown, 2009).

Figura 68. Ejemplo de la vista de gráficos.



(Brown, 2009)

3) Tabla de datos. La tabla de datos no es más que la recopilación de los datos analizados por Tracker dentro de una tabla. Al igual que la vista de gráficos, la tabla de datos cuenta con su propia barra de herramientas, la cual permite seleccionar los datos que se quieren mostrar en la tabla. La tabla de datos puede exportarse en un archivo de texto para facilitar su edición en otros programas. La Figura 69 muestra un ejemplo de una tabla de datos en Tracker (Brown, 2009).

Figura 69. Ejemplo de una tabla de datos.

The figure shows a window titled "center of mass" with a dropdown menu set to "Data". Below the window is a table with three columns: "t", "x", and "y". The table contains the following data points:

t	x	y
0	0.104	-0.093
0.133	5.228	-0.007
0.267	10.385	0.061
0.4	15.45	0.063
0.534	20.512	0.145
0.667	25.559	0.123
0.801	30.549	0.179
0.934	35.52	0.142

(Brown, 2009)

V. ANTECEDENTES

La idea de crear una armadura motorizada a manera de exoesqueleto para aumentar las capacidades físicas de una persona ha sido estudiada en el ambiente científico desde hace mucho tiempo. Desde la creación de ejércitos de soldados con trajes robóticos que proporcionen mayor fuerza y velocidad, hasta asistir a personas discapacitadas a caminar, pasando por dispositivos capaces de ayudar a trabajadores a levantar herramientas pesadas, las aplicaciones de los exoesqueletos tienen su límite en la imaginación del ser humano. Sin embargo, los intentos de realizar esta clase de estructuras habían fallado hasta los últimos años. Esto debido a las limitaciones relacionadas con la rapidez del procesamiento de las computadoras, el peso de los suministros de energía y el volumen, peso, rapidez y precisión de los actuadores requeridos para construir un mecanismo de este tipo. La tecnología disponible no había permitido desarrollar un exoesqueleto cómodo, práctico y eficaz.

Actualmente, estas tecnologías han evolucionado, contando ahora con procesadores de altas velocidades, suministros de energía ligeros y compactos, y actuadores ligeros, rápidos y pequeños, además de la implementación de diversos métodos de control. La inversión por parte de entidades militares e instituciones médicas ha dado un gran impulso a la investigación en el campo de los exoesqueletos motorizados. Esto ha permitido que hoy en día, en países como Japón y Estados Unidos, se desarrollen exoesqueletos funcionales y eficientes.

En Japón, Cyberdyne Inc. comercializa el HAL-5 (Hybrid Assistive Limb), un exoesqueleto diseñado para asistir al movimiento de las personas. En la Figura 70 se puede ver a un usuario utilizando al HAL-5 en su versión de cuerpo completo. Se trata de un mecanismo multiplicador de fuerza que le provee al usuario la fuerza necesaria para levantar y mover hasta cinco veces su peso. Una de sus aplicaciones más provechosas es su utilización para ayudar a personas mayores y discapacitadas a caminar. Este exoesqueleto es controlado por medio de comandos provenientes del procesamiento de señales electromiográficas recolectadas por sensores de superficie en los músculos de las piernas (Cyberdyne, 2010).

Existe una versión comercial de exoesqueletos asistenciales llamada Re-walk. Sin embargo no se tiene mayor conocimiento acerca de este dispositivo debido a que siendo un producto comercial, la compañía que lo fabrica brinda información muy escueta de su funcionamiento. Otro proyecto destacado es el Ekso, desarrollado desde el 2005 por Ekso Bionics, en Berkeley, California. Básicamente, es un exoesqueleto que les brinda a personas parapléjicas la posibilidad de movilizarse caminando con la ayuda de muletas o un andador, como se puede observar en la Figura 71. Tiene sensores de fuerza y posicionamiento que detectan los gestos y movimientos del usuario, los cuales se interpretan para generar la acción apropiada. La versión actual de Ekso está

diseñada para ser utilizada en un ambiente médico supervisado, pero Ekso Bionics planea lanzar una versión de uso personal en 2014 (Ekso Bionics, 2011).

Figura 70. Fotografía del Robot Suit HAL.



(Cyberdyne, 2010)

Figura 71. Fotografía del Ekso.



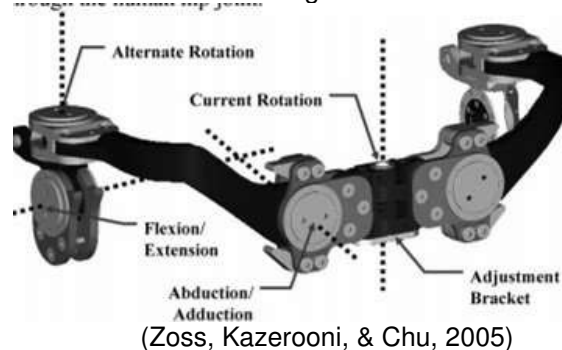
(Ekso Bionics, 2011)

En Guatemala no ha habido ningún tipo de investigación relacionado directamente con esta tecnología. Sin embargo, FUNDABIEM cuenta actualmente con el sistema de rehabilitación Lokomat. Este sistema suspende al paciente con un arnés sobre una banda caminadora, soportando parte de su peso, y por medio de brazos robóticos acoplados a sus piernas reeduca su marcha. Funciona por medio de rutinas previamente programadas dependiendo del nivel de

rehabilitación del paciente. Además, proporciona retroalimentación que incluye información sobre el esfuerzo que el paciente realiza por su propia cuenta. Lokomat es fabricado en Suiza, por lo que su costo de adquisición y su mantenimiento son muy elevados. Actualmente, en América Latina sólo existen 4 de ellos (Fundabiem, 2011).

En el año 2005 en la Universidad de Berkeley en California se desarrolló un sistema mecánico que potencializa las extremidades inferiores de los usuarios financiado por DARPA. El dispositivo denominado BLEEX fue el primero en poseer una autonomía en potencia. Era impulsado por actuadores hidráulicos y tenía una computadora y sistema de energía en una mochila que el usuario debía llevar (Zoss, Kazerooni, & Chu, On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), 2005). La Figura 72 muestra la forma en la que los autores del proyecto desarrollaron los tres grados de libertad para el usuario en la cadera.

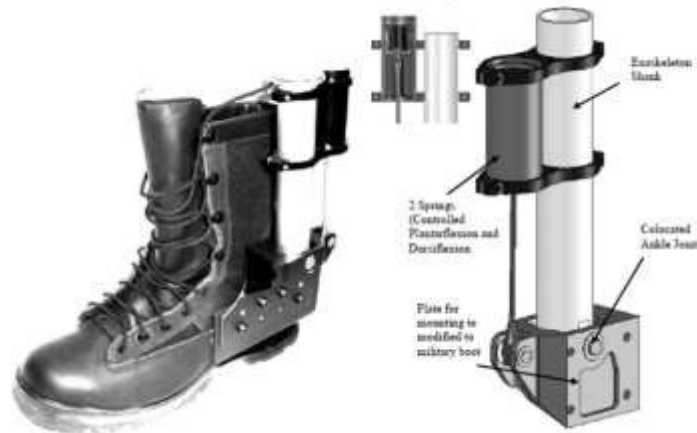
Figura 72. Sectorización de los tres grados de libertad utilizados en BLEEX.



Durante el año 2006 Connor Walsh desarrolló un trabajo de investigación en el Instituto de Tecnología en Massachusetts sobre la distribución de cargas en exoesqueletos. Así mismo desarrolló alternativas de materiales como fibra de carbono y tubería de aluminio para este tipo de estructuras. También demostró que no es necesario tener actuadores en todas las articulaciones que se deseen plantear. De esta manera desarrolló algunos componentes pasivos para las articulaciones como el mostrado en la Figura 73. En ella se muestra la actuación pasiva del tobillo por medio de un resorte (Walsh, 2006).

También en Japón en el Instituto de Tecnología de Kanagawa desde 1990 hasta el 2008 se desarrolló un traje denominado Power Assist Suit. Dicho traje fue fabricado de aluminio y sus brinda movimiento al usuario por medio de sistemas neumáticos. Es un elemento algo robusto y su autonomía no es adecuada debido al alto consumo de potencia. Aún así es capaz de permitir a una persona común cargar más de 100 libras en peso sin ser de carga para el usuario (Yamamoto, 2005).

Figura 73. Tobillo pasivo actuado por medio de un resorte.



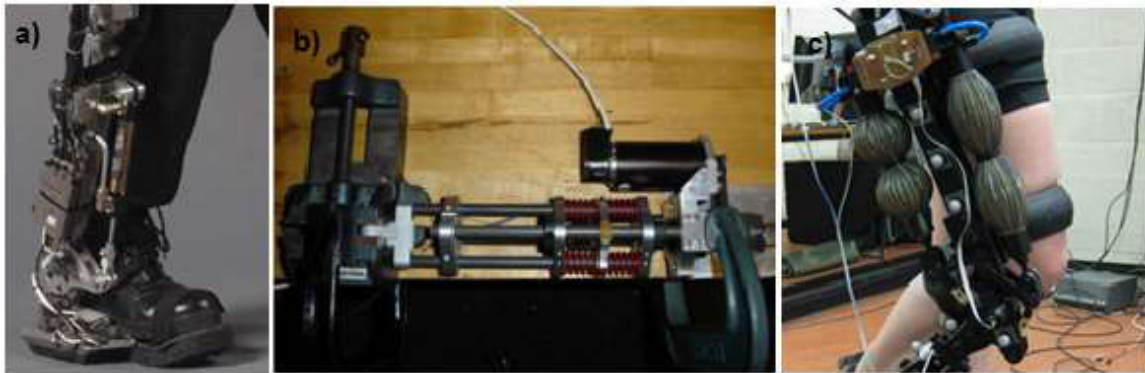
(Wash, 2006)

Raytheon XOS 2 es otro exoesqueleto financiado por DARPA y fue creado por la empresa SACROS. El exoesqueleto es totalmente funcional y su propósito es aumentar la fuerza del usuario para poder llevar consigo cargas pesadas sin afectar el rendimiento del usuario. Su estructura está hecha de aluminio y acero y posee actuadores eléctricos. Sin embargo el sistema aún no es autónomo pues posee cables de alimentación que deben estar conectados para su adecuado funcionamiento (Army Technology, 2010).

En cuanto a la implementación de actuadores en exoesqueletos en el pasado, se han utilizado actuadores hidráulicos lineales, como en el caso de BLEEX (Zoss, Kazerooni, & Chu, On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), 2005). También se han utilizado actuadores eléctricos, como el caso de Ekso y HAL-5 (Ekso Bionics, 2011) (Cyberdine, 2010). Y últimamente se ha considerado la implementación de actuadores sumisos (compliant actuators), como los músculos neumáticos artificiales (PAM, por sus siglas en inglés) utilizados en KNEXO y actuadores elásticos en serie como el actuador implementado en la articulación de la cadera del exoesqueleto diseñado por Conor (Beyl, 2010) (Walsh, Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation, 2006). En la Figura 74 se pueden observar los actuadores implementados en BLEEX, en el exoesqueleto desarrollado por Conor Walsh y en KNEXO.

En la Universidad del Valle de Guatemala no se han desarrollado aplicaciones similares en las que se pueda basar la selección de actuadores. En Guatemala tampoco se han desarrollado aplicaciones similares. Pero Lokomat, el dispositivo que se encuentra en FUNDABIEM, utiliza pequeños motores DC y tornillos de bola como transmisores de potencia para actuar sobre las articulaciones de la cadera y la rodilla (Fundabiem, 2011) (Hidler, Wisman, & Neckel, 2008).

Figura 74. Actuadores utilizados en: a) BLEEX, b) Exoesqueleto desarrollado por Conor Walsh y c) KNEXO.



(Zoss, Kazerooni, & Chu, On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), 2005) (Walsh, 2006)

Por otro lado, sobre el análisis del ciclo de marcha de una persona, algunos autores como J. Perry o M. Kitagawa han realizado estudios relacionados. Ambos autores coinciden con la identificación de dos fases durante el ciclo de marcha. Una primera fase de apoyo en la que la extremidad inferior de la persona se encuentra en contacto directo con la superficie, y una segunda fase de oscilación en la que la extremidad inferior realiza el recorrido que le permite a la persona avanzar hacia adelante (Kitagawa, 2010) (Perry J. , 1992). También es importante mencionar que el ciclo de marcha es diferente para cada persona, ya que, según varios estudios, en él influyen varios factores como la velocidad lineal a la que una persona camina, la edad, métodos empleados para la determinación de las posiciones angulares o características físicas de cada persona (Ganley & Powers, 2003) (Stansfield B. , Hillman, Hazlewood, & Robb, 2006).

Relacionado al uso de señales bioeléctricas, en la Universidad del Valle de Guatemala se han desarrollado varios proyectos utilizando electromiografía y electroencefalografía. El megaproyecto ANIMA, presentado en 2009, utiliza señales cerebrales para la detección de patrones para generar comandos utilizables en el control de un brazo robótico. En el campo de la electromiografía existen dos trabajos anteriores desarrollados. En 2008 el megaproyecto Prótesis Biónica de una Mano Humana utilizó señales electromiográficas para la selección y ejecución de comandos utilizando la actividad de dos músculos distintos. En 2012 el megaproyecto PROPECTUS utilizó la electromiografía de superficie en músculos relacionados al habla para detectar patrones y generar comandos por medio de redes neuronales.

A nivel internacional, la electromiografía ha sido un método no convencional de control en muchas aplicaciones. Desde el control de mecanismos robóticos utilizando redes neuronales como el presentado por Amos Zweig del Instituto Federal Suizo de Tecnología en Zúrich (Zweig, 2011) hasta su uso en el control de prótesis de las extremidades inferiores y superiores como los presentados por Romo y Fleischer (Romo, 2007) (Fleischer, 2001). Adicionalmente se han

realizado investigaciones relacionados a la creación de unidades de monitoreo de señales electromiográficas, cómo la presentada por Sankar y Thongpull (Sankar, 2011) (Thongpull, 2011).

La recolección de energía es un tema cuya investigación se ha dado desde hace varios años. Sin embargo, debido a la inexistencia de dispositivos con un consumo energético lo suficientemente pequeño como para aprovechar la energía generada, no habían surgido aplicaciones útiles. Ahora, gracias a los avances en la optimización y minimización del consumo energético en diversos tipos de dispositivos electrónicos como los microcontroladores y microprocesadores, ha surgido un nuevo interés por parte de investigadores para desarrollar aplicaciones que se basen en la recolección de energía.

Durante la fase de investigación del megaproyecto, y también a lo largo de toda la duración del mismo, se encontraron varios artículos científicos sobre recolección de energía, realizados en instituciones alrededor de todo el mundo. Desafortunadamente, no se encontraron referencias sobre el tema a nivel nacional, por lo que se podría considerar a este trabajo de investigación como una novedad en Guatemala. Entre los estudios consultados, están los siguientes:

- *Human Generated Power for Mobile Electronics* es un estudio sobre la factibilidad de diferentes métodos de recolección de energía aplicables a la generación por medio de los movimientos y el metabolismo del cuerpo humano (Starner & Paradiso, 2004).
- *A Demonstration of Useful Electric Energy Generation from Piezoceramics in a Shoe* demuestra la posibilidad de recolectar energía a partir de elementos piezoeléctricos ubicados en la planta del pie, alimentando un circuito de identificación RF (Shenck, 1999).
- *Parasitic Power Harvesting in Shoes* es un primer experimento realizado con elementos piezoeléctricos insertados en la planta del zapato (Kymissis, Kendall, Paradiso, & Gershenfeld, 1998).
- *A Compact, Wireless, Self-Powered Pushbutton Controller* describe el diseño, construcción y funcionamiento de un botón inalámbrico capaz de enviar comandos con la energía que recolecta de la presión que el usuario ejerce sobre el mismo (Paradiso & Feldmeier, 2001)-

Además de recopilar información de trabajos de investigación, se trató de indagar sobre productos comerciales disponibles que aplicaran el concepto de la recolección de energía humana, sin mucho éxito. La mayoría de dispositivos encontrados son prototipos o productos en fase de investigación.

VI. METODOLOGÍA

El megaproyecto ARCEM se desarrolló durante un periodo de tres semestres. Durante este tiempo se siguió una metodología que consistió en tres fases.

A. Fase de investigación

Durante esta primera fase del megaproyecto, todos los integrantes llevaron a cabo una investigación sobre el tema que tenían a su cargo. Esta investigación permitió obtener los conocimientos necesarios para desarrollar cada uno de los módulos adecuadamente. A continuación se presenta una descripción general de lo investigado.

El módulo estructural investigó acerca de temas como los movimientos naturales del cuerpo humano al caminar, los dispositivos con funcionalidades similares a la estructura que se desea desarrollar y materiales en el mercado guatemalteco que cumplen con los requerimientos principales deseados para la estructura (baja densidad, precio accesible y resistencia mecánica). Por su parte, el módulo de potencia se encargó de investigar sobre las características dinámicas presentes en las articulaciones durante el ciclo de marcha del ser humano para establecer los requerimientos que los actuadores implementados debían cumplir. De igual forma, este módulo realizó una investigación de los tipos de actuadores existentes en el mercado y que cumplían con los requerimientos establecidos.

En el módulo de algoritmo de control, la investigación realizada incluye un análisis general sobre las articulaciones de la cadera y la rodilla y los movimientos que son capaces de realizar. Estos movimientos están estrechamente relacionados con los grados de libertad de cada articulación. Adicionalmente, se investigó sobre el ciclo de marcha de una persona. La comprensión del ciclo de marcha fue importante para identificar las etapas involucradas en el movimiento de una persona.

El módulo de electromiografía recabó información principalmente de las características principales de las señales electromiográficas, los métodos de recolección, los usos que se les da en diferentes aplicaciones y técnicas de interpretación. Por su parte, el módulo de recolección de energía analizó las últimas tendencias, investigaciones y descubrimientos en ese campo. Con base en dicho análisis fue posible elegir la tecnología de recolección y las ubicaciones y movimientos de la estructura en los cuales aplicar la recolección.

B. Fase de desarrollo

A continuación se presenta un breve detalle de los experimentos individuales que cada módulo realizó como parte del desarrollo del megaproyecto.

El módulo estructural inició con la selección del material con el que se construiría la estructura. Luego se desarrolló un boceto inicial en el que se definió el grado de libertad para cada articulación, y se decidieron las articulaciones en las que se utilizan actuadores activos y en las que se tendrían actuadores pasivos. Luego, en el diseño final se definen las geometrías de cada una de las piezas que componen la estructura. También se habla acerca de los materiales y cómo se ensamblan las piezas entre sí. Se debe mencionar que en este punto fue fundamental tomar las restricciones establecidas por el módulo de potencia.

El módulo de potencia utilizó los resultados de su investigación para establecer las limitaciones sobre el rango de estatura y el rango de peso que debe tener el usuario. Asimismo, seleccionó los actuadores en base a su costo, eficiencia, tamaño, peso, torque y consumo de energía. Finalmente, se realizaron programas para llevar a cabo pruebas de control con los motores.

El módulo de algoritmo de control se encargó de obtener información sobre la posición angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla al momento de caminar. A partir de la información recolectada, se diseñaron rutinas para que la estructura fuera capaz de replicar el movimiento de una persona cuando inicia la marcha, cuando ya se encuentra en el ciclo de marcha normal, y cuando desea terminar la marcha. El último paso consistió en simular las rutinas diseñadas con el fin de evaluar su validez.

El módulo de electromiografía inició definiendo el circuito base que se utilizaría para realizar pruebas para observar las señales electromiográficas que lograban capturarse en distintos músculos. Esto sirvió para seleccionar el músculo que mejor se adaptaba a las necesidades. Luego, se procedió a desarrollar circuitos para realizar el acondicionamiento de la señal proporcionada por cada canal, y se desarrolló un circuito central en donde se ubica el procesador de señales. Finalmente, se realizaron pruebas de la interconexión de los circuitos de cada canal y el circuito central.

El módulo de recolección de energía realizó pruebas y experimentos para cuantificar la energía que podía ser recolectada por medio de los métodos seleccionados. Se diseñaron circuitos que transforman los pulsos de energía generados por el recolector a un voltaje regulado con el que se pudiera alimentar a diversos dispositivos. Estos resultados se utilizaron para diseñar aplicaciones cuya alimentación eléctrica era provista eficientemente por la energía recolectada. Se utilizaron materiales y diseños cómodos para el usuario de la estructura y que no interfieren en su rango de locomoción.

C. Fase de integración

Una vez finalizados los objetivos de cada módulo individual, fue necesaria una fase de integración que permitiera la implementación de la estructura. El primer paso consistió en integrar las rutinas de movimiento diseñadas por el módulo de algoritmo de control y el programa desarrollado por el módulo de potencia para comunicarse con los motores. Estas pruebas involucraron un modelo desarrollado con perfiles de aluminio y los motores. A partir de este modelo fue posible realizar modificaciones al programa para optimizar la comunicación con los motores.

El siguiente paso consistió en acoplar los motores a las piezas resultantes del módulo de estructura. Una vez acoplados los motores, se realizaron pruebas con las rutinas diseñadas. Luego, se continuó con la integración del módulo de recolección de energía. Esta etapa implicó el acople de los dispositivos creados a la estructura en las ubicaciones seleccionadas estratégicamente.

Como parte de una de las aplicaciones del módulo de recolección de energía, se desarrolló un dispositivo que permite un control manual de la estructura. Para esto fue necesario utilizar las señales generadas por este control para activar las rutinas diseñadas por el módulo de algoritmo de control. Luego, se utilizó un procedimiento similar para integrar el módulo de electromiografía. Se realizaron pruebas para comprobar que la salida de este módulo efectivamente acciona las rutinas que definen el movimiento de la estructura y que le permiten al usuario caminar.

VII. DISEÑO FINAL DE LA ESTRUCTURA

Este capítulo consiste en la descripción del proceso de selección de material y el detalle del diseño de cada una de las piezas. Se indica la razón de cada parámetro de selección del material, los posibles materiales a utilizar y la selección del material según el uso que se le daría. Se explica la razón de las geometrías presentadas en cada pieza. También se habla acerca de los materiales y como se unirán las piezas entre sí. Cabe mencionar que fue necesario ajustar las medidas para un niño que no pesara más de 50 libras. Esta limitación ayudó a determinar también las medidas finales que tendría la estructura. Dichas medidas se basaron en un niño de ocho años que se ofreció como voluntario para las pruebas. Como las medidas de un niño son cambiantes, fue necesario que los eslabones pudieran cambiar de tamaño. Sin embargo, el rango de medidas no puede ser muy amplio pues las secciones ser realizarían con varas roscadas y expondrían a las varas a esfuerzos de flexión muy altos. Por lo tanto el usuario no debe medir menos de 55 y no más de 75 centímetros de la cintura a la planta del pie. Y debe medir entre 5 y 24 centímetros de ancho en su espalda baja. Previamente se realizaron bocetos para el diseño los cuales sirvieron para verificar el correcto funcionamiento del modelo en cuanto a movilidad. Aunque en el detalle de cada sección se explican las geometrías, los planos detallados para el maquinado de las mismas se encuentran en la sección de anexos al final de este documento.

A. Diseño

Para determinar el material a utilizar se investigó los materiales utilizados en trabajos similares escritos anteriormente. Luego de esto se seleccionó los parámetros relevantes para evaluar si el material es o no apto para la estructura. Posteriormente se investigó las propiedades de cada material, dándole énfasis a los parámetros seleccionados y por último se seleccionó el material a utilizar dependiendo del tipo de esfuerzo que tendría que soportar cada pieza.

Primeramente se realizaron los diseños para cada uno de los eslabones y sujetadores para la estructura, los cuales en su mayoría fueron realizados en duraluminio. Para las uniones de partes articuladas se utilizó cojinetes 6062 en los engranes y 61802 para las piezas delgadas de las rodillas y los tobillos. Estas uniones articuladas se fijaron a la estructura por medio de tapaderas atornilladas para que no se corrieran. Las uniones fijas se realizaron por medio de tornillos M10 de rosca ordinaria. Posteriormente se ensambló toda la estructura de manera digital. Luego se realizaron pruebas de esfuerzo en las piezas críticas. Por último se realizó pruebas de esfuerzo al ensamble en distintas posibles situaciones a soportar.

B. Materiales

Al verificar investigaciones anteriores sobre el tema se pudo verificar que los materiales más utilizados para este tipo de aplicación son aluminio y acero. Así mismo se observó que los materiales no eran los mismos en todas las piezas. Algunas veces se utilizó fibra de carbono o materiales plásticos para la elaboración de piezas especiales tal como se puede observar en la Tabla 16. De esta manera el Power Assist Suit y el mecanismo ideado por Walsh validan el uso de aluminio para este tipo de estructuras. (Walsh, Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carryng Augmentation, 2006)(Yamamoto, 2005)(Army Technology, 2010)

Tabla 16. Materiales utilizados en trabajos similares.

	Power Assist Suit	Walsh	Raytheon XOS 2
Material primario	Duraluminio	Aluminio	Aluminio
Material secundario		Fibra de carbono	Acero

Para poder seleccionar el material adecuado para la estructura fue importante considerar varios parámetros. Entre estos parámetros están el módulo de elasticidad, la resistencia del material a la fluencia y a la tensión, el peso o densidad del mismo, el precio del material y el precio del maquinado. El módulo de elasticidad es considerado prioritario en los engranes y ejes debido a que deben soportar los esfuerzos de fatiga ocasionados por el movimiento repetitivo durante el ciclo de marcha. En los elementos que menos esfuerzos soportaban se consideró prioritario el peso y el precio del material. Un último aspecto a considerar fue el maquinado, pues para poder elegir el material fue necesario que el material se pudiera comprar y maquinar en Guatemala. La Tabla 17 presenta un resumen de las características de los materiales más aptos para ser utilizados en la elaboración de la estructura. Los precios del material son precios para barras cuadradas de 2"x2"x12".

Lamentablemente por razones de costos, disponibilidad y falta de equipo para maquinar en Guatemala no se pudo elegir el Titanio, material ideal para elaborar las piezas que menos sufren de esfuerzos de fatiga y fluencia. Por lo tanto se planteó utilizar aluminio 6061 para la mayoría de las piezas por su reducida densidad y sus buenas propiedades mecánicas. Además es un material cuyo precio es cercano al del acero y su disponibilidad es amplia en el mercado local. El precio del maquinado es relativamente barato, ya que el material se trabaja en la fresa con facilidad.

Existen algunas piezas como lo son los engranes y los ejes que debían tener una resistencia a la fatiga y un módulo de elasticidad mayor. Por lo tanto se decidió que dichas piezas serían fabricadas en acero. Estas piezas, aunque añaden cargas adicionales a la estructura, son necesarias para garantizar el correcto funcionamiento y duración de la estructura. En cuanto al

maquinado y disponibilidad local, su precio es ligeramente más accesible que el del aluminio. Sin embargo su maquinado es un poco más caro debido a que es un material más duro y toma más tiempo en llevarlo a la forma deseada.

Tabla 17. Propiedades de los materiales evaluados para la estructura.

	Titanio	Acero AISI 1020		Aluminio 7075		Aluminio 6061	
Disponibilidad local	Nula	Abundante		Abundante		Abundante	
Precio del material	Elevado	Q200.00		Q400.00		Q400.00	
Precio del maquinado	Elevado	Medio		Barato		Barato	
Densidad	4.50 g/cm ³	7.87	g/cm ³	2.81	g/cm ³	2.7	g/cm ³
Esfuerzo de fluencia	450 MPa	352	MPa	480	MPa	310	MPa
Esfuerzo de tensión	550 MPa	420	MPa	540	MPa	276	MPa
Módulo de elasticidad	105 GPa	200	GPa	72	GPa	70	GPa

C. Detalle de las piezas

1. **Espalda.** Consiste en dos piezas que al ser unidas se pueden sujetar a la espalda baja del usuario tal como lo muestra la Figura 75. La pieza del lado derecho mostrada en la Figura 76 está diseñada para poder acercarse o alejarse de su contraparte del lado izquierdo, mostrada en la Figura 77, en un rango de valores de cinco a veinticuatro centímetros. La manera en la que ambas partes pueden acercarse o alejarse es por medio de las tres varillas que las unen. Las varillas son parte de la pieza del lado derecho. La pieza del centro es de acero y tiene un perfil roscado de media pulgada de grosor. El fin de la rosca es poder sujetar la contraparte para que no se acerque o aleje mientras el usuario tiene la armadura puesta. Esta posición es mantenida por medio de dos roscas y una roldana de presión las cuales aseguran el dispositivo. Es esta varilla la que soportará la mayoría de la carga de tensión que pueda producirse al momento de estar utilizando la estructura. Las otras dos varillas son de aluminio y su principal función es alinear la contraparte para mantener su forma. Sin embargo también sirven de soporte, por lo que alivianan la carga de tensión en la varilla de acero. La pieza del lado izquierdo contiene los agujeros en donde entran las varillas antes mencionadas. Adicionalmente ambas piezas contienen las roscas internas de los tornillos que sujetan la adaptación para los motores y los agujeros donde se colocarán los ejes que permitirán el movimiento de los muslos.

Figura 75. Ensamble de las piezas de la espalda.

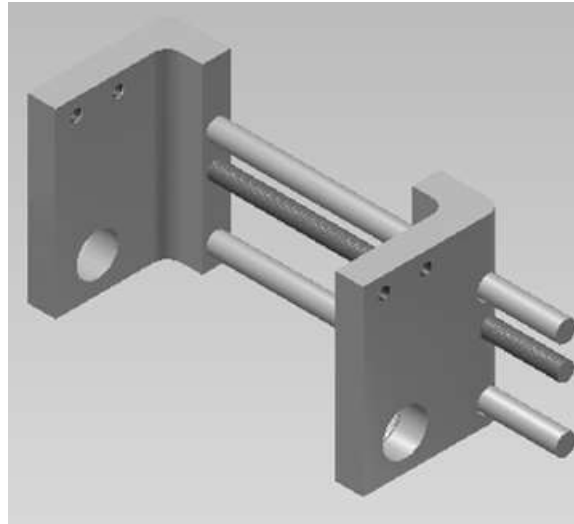


Figura 76. Pieza derecha de la espalda.

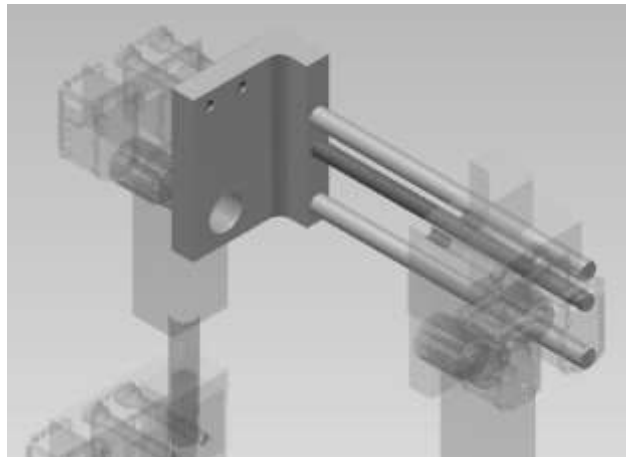
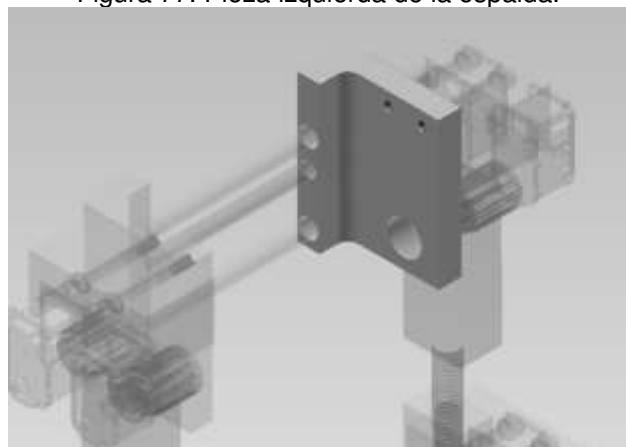
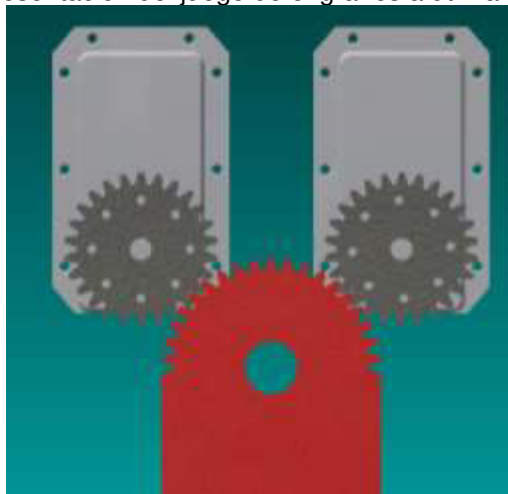


Figura 77. Pieza izquierda de la espalda.



2. Diseño de piezas engranadas. Esta sección trata de la elección de las medidas para las piezas engranadas. Se abarcan tanto los engranes presentados en la articulación de la cadera como los de la rodilla. Las piezas se diseñaron de manera similar pero sus rangos de movimientos son distintos tal como se detalla posteriormente en sus respectivas secciones. Por parte del módulo de potencia se requirió que para cada articulación se colocaran dos motores y de esta manera se lograra el torque necesario para realizar el movimiento deseado en un rango mínimo de 35° . Así mismo se planteó una relación de engranajes de 1.5 para aumentar el torque brindado a la estructura. Es por esta razón que los motores se colocaron a ambos lados de la pieza engranada sin afectar las dimensiones anteriormente propuestas para el grosor de los eslabones como lo muestra Figura 78.

Figura 78. Representación del juego de engranes a utilizar por articulación.



Conociendo las restricciones de espacio y el diámetro exterior que debe tener el engrane, se procedió a indicar esta medida y la distancia entre centros como medidas prioritarias. Luego se buscó un módulo que al aplicarlo se pudieran colocar ambos en una sola pieza y al mover los eslabones estos no colisionaran con los mismos. Se probaron distintos valores de módulo y se realizaron simulaciones computarizadas utilizando acero 1020 en los engranes. Los datos físicos de los engranes se pueden observar en las Tablas Tabla 18 y Tabla 19. Los resultados de las simulaciones a los torques propuestos de 10 Nm en los piñones se muestran en la Tabla 20. Por último en la Tabla 21 se puede verificar que los diseños propuestos cumplen con los requerimientos. Se obtuvo como resultado factores de seguridad superiores a 1.2, el cual es el valor mínimo para que Autodesk Inventor Profesional tome como válido el modelo de engranes propuesto.

Tabla 18. Parámetros comunes para los engranes.

Relación de engranes	1.4615
Relación deseada	1.5000
Módulo	1.250 mm
Angulo de presión	20.0000 grados
Distancia entre centros	40.000 mm
Paso circular	3.927 mm

Tabla 19. Datos físicos de los engranes.

	Piñón	Engrane
Numero de dientes	26	38
Diámetro de paso	32.500 mm	47.500 mm
Diámetro exterior	35.000 mm	50.000 mm
Diámetro de raíz	29.375 mm	44.375 mm
Ancho de cara	37.500 mm	37.500 mm
Coefficiente de ancho de cara	1.1538	0.7895
Addendum	1.0000	1.0000
Holgura	0.2500	0.2500

Tabla 20. Características mecánicas de los engranes.

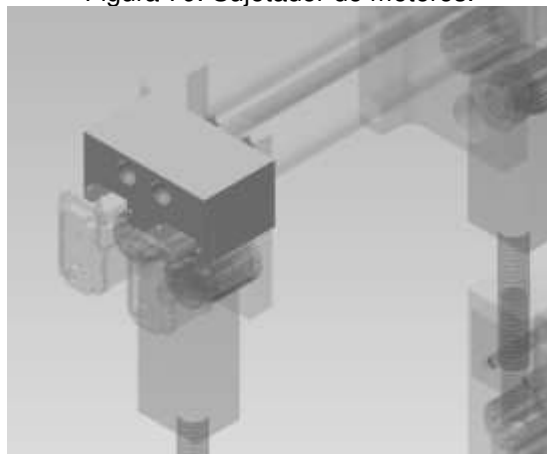
	Piñón	Engrane
Potencia	0.060 kW	0.058 kW
Velocidad	55.00 rpm	37.63 rpm
Torque	10.358 N m	14.835 N m
Eficiencia	0.980	
Fuerza radial	231.993 N	
Fuerza tangencial	637.396 N	
Fuerza axial	0.000 N	
Fuerza normal	678.303 N	

Tabla 21. Factores de seguridad resultantes en los engranes.

Factor de seguridad por picadura	1.323	1.410
Factor de seguridad por quebradura del diente	27.950	29.352
Factor de seguridad en el contacto	2.501	2.567
Factor de seguridad en la fluencia	41.285	42.777

3. **Adaptación para motores.** Esta pieza se diseñó a partir de los modelos computarizados que el proveedor de los motores ofrece en su página web. (Robotis, 2013) Esta pieza es utilizada en cuatro ocasiones una por cada articulación con actuador. Se colocaron dos motores por articulación para asegurar el movimiento adecuado de la estructura. Esta pieza contiene una ranura para cada motor cuyo propósito es evitar el movimiento de los motores al momento de aplicar el torque requerido. Los motores se aseguran a la adaptación por medio de dos tornillos DIN 934 cada uno. Hay una separación entre motores de un centímetro. Adicionalmente tiene dos agujeros para que entren los tornillos M10 para sujetar la adaptación a la pieza donde irá colocada. La Figura 79 muestra la adaptación de los motores.

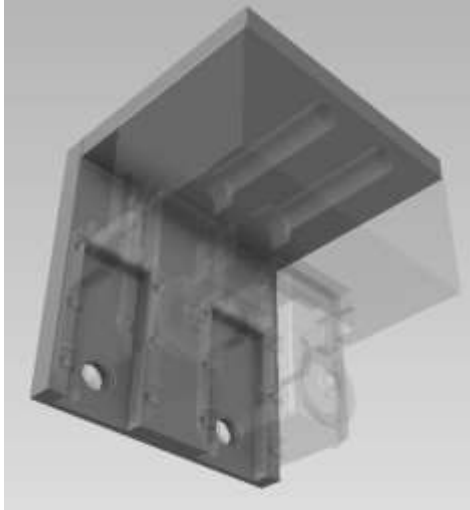
Figura 79. Sujetador de motores.



Luego de colocar los motores en su lugar se observó que aunque las medidas eran parecidas a las provistas por el distribuidor, estas variaban en un rango de 2mm entre motores. Adicionalmente se consideró que por los torques a soportar era necesario sujetar los motores aprovechando la mayor cantidad de área posible. Esto no era posible en la adaptación antes mencionada debido a que se podía interrumpir el paso a los conectores por los cuales se controla el motor. Es por esta razón que se procedió a añadir una escuadra en la cual los motores encajaran individualmente y se fijaran por medio de tornillos en su parte posterior. La escuadra

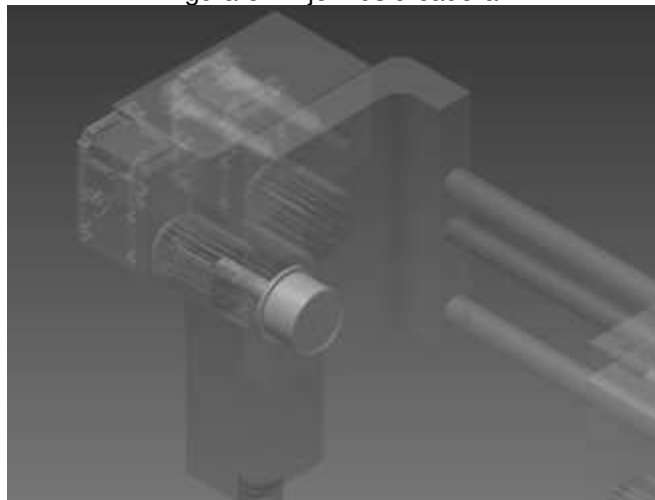
consta de dos planchas de acero de un octavo de pulgada de espesor con ranuras para los motores y agujeros para los tornillos tal como se muestra en la Figura 80.

Figura 80. Escuadra de sujeción de los motores.



4. Eje de la cadera. Se diseñó un eje que permitiría el movimiento entre el eslabón del muslo y la espalda (Figura 81). El eje está sujetado en ambos lados por medio de placas cilíndricas en una modalidad de tapón y asegurados con un tornillo cónico para evitar su desplazamiento. Adicionalmente en la parte del muslo el eje tiene un diámetro de 15 mm permitiendo unir el muslo al eje por medio de un cojinete. Al unir las piezas por medio de un cojinete el movimiento será más suave y evitarán que el torque de los motores se desperdicie en pérdidas de fricción. También cuenta con una sección de 37mm de diámetro antes de entrar a la sección de la espalda para poder dejar holgura entre el muslo y la espalda y evitar nuevamente pérdidas por fricción. Todos los bordes tienen un radio para evitar la concentración de esfuerzos en las esquinas.

Figura 81. Eje muslo-cadera.



Al eje por ser un elemento tan delgado se le realizó una prueba de esfuerzos individual. La prueba sirvió para verificar que la pieza no fallara al momento de recibir toda la carga durante el ciclo de marcha. Se aplicó una fuerza de 100 libras en la mitad de la sección donde debe trabajar el muslo (Figura 82). Como era de esperarse la mayor concentración de esfuerzos se tiene en el radio de la sección en voladizo. Los resultados principales de esta simulación se observan en la Tabla 22. En ella se puede verificar que el valor de desplazamiento no es significativo y que los esfuerzos son inferiores al esfuerzo de falla del Acero 1020 obteniendo un factor de seguridad de 3.78.

Figura 82. Mapa térmico de esfuerzos en el eje muslo-cadera.

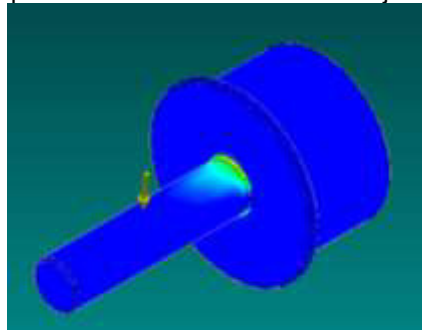
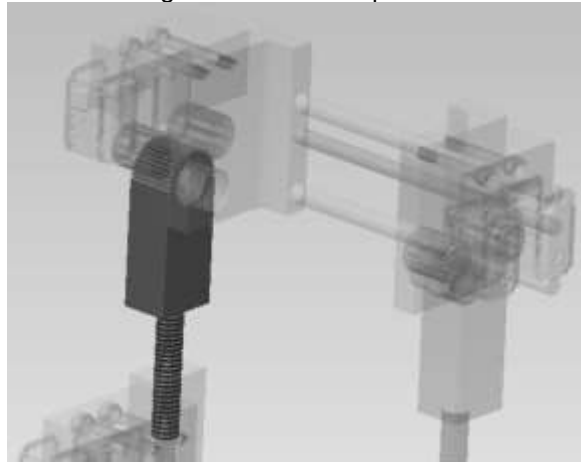


Tabla 22. Resultados a simulación de esfuerzos en el eje muslo-cadera.

Esfuerzo máximo	92.15 MPa
Deformación máxima	0.01541mm
Factor de seguridad mínimo	3.78

5. Muslo Superior. La pieza que transmite la movilidad en el muslo superior se basó en el juego de engranes mencionado en la segunda sección de este capítulo. A partir de éste y en base a los datos recolectados por el Módulo de Algoritmo de Control se definió que el movimiento de la pieza debería ser de -10° a 30° en el plano anteroposterior (Escobar, 2013). Esta pieza contiene un diámetro interior de 35mm para poder ser acoplados al eje muslo-cadera por medio de dos cojinetes radiales de bolas 6202. Tal como se muestra en la Figura 83 también contiene un perfil cilíndrico de rosca ACME de 3/8 de pulgada de paso ordinario. Este perfil es para poder variar el tamaño de los eslabones y adaptarse mejor a distintos usuarios o al mismo usuario si éste crece.

Figura 83. Muslo superior.



Como esta pieza estará en voladizo cuando el muslo esté en flexión, se decidió realizar un análisis simple de esfuerzos. Para este análisis se colocó una carga de 125 libras en el perfil roscado, se colocó el perfil de forma horizontal y se analizaron los esfuerzos provocados. Como resultado de la simulación se obtuvieron los valores de la Tabla 23 y el mapa de calor mostrado en la Figura 84. En estos valores se puede observar que el diseño planteado soporta por lo menos ocho veces los esfuerzos a los que es sometido.

Figura 84. Mapa térmico de esfuerzos en el muslo superior.

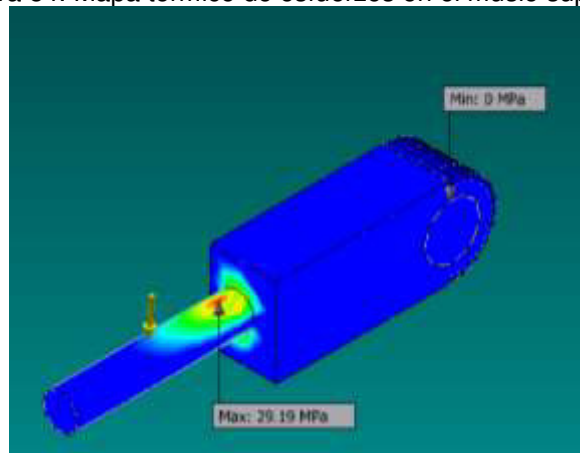


Tabla 23. Resultados a simulación de esfuerzos en el muslo superior.

Esfuerzo máximo	29.19 MPa
Deformación máxima	0.04857 mm
Factor de seguridad	8.57

6. **Muslo inferior.** Para la creación de esta pieza se tomaron en cuenta dos aspectos importantes. El primero de ellos fue el rango de valores en los que se deseaba que estuviera el eslabón del muslo. Por esta razón la rosca interna tiene únicamente diez centímetros. Con las roscas de ambas piezas se logra un intervalo de longitudes para el eslabón de 28 a 38 centímetros. Adicionalmente a esto se colocaron las roscas internas para las adaptaciones de los motores. Así mismo se abrieron agujeros de un diámetro de 15mm para poder colocar el eje de la rodilla. Es en la rodilla donde también se presenta una geometría con forma de U tal como lo muestran la Figura 85 y Figura 86. Esto se diseñó de esta manera para poder unir dos perfiles distintos alrededor de un punto en común, el cual para este caso es la rodilla. Esta pieza no debe soportar muchos esfuerzos ya que no está en contacto directo con ningún actuador.

Figura 85. Muslo inferior.

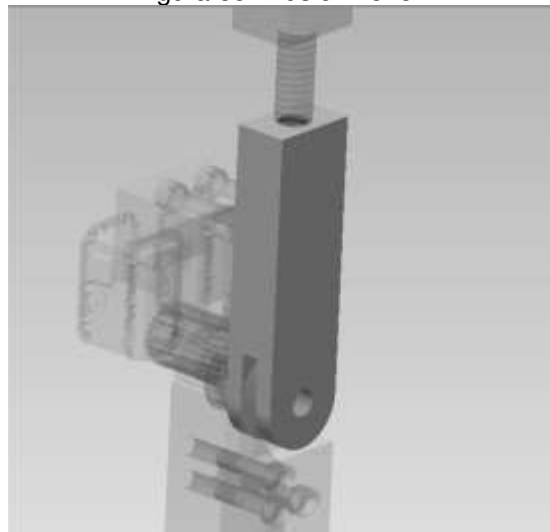
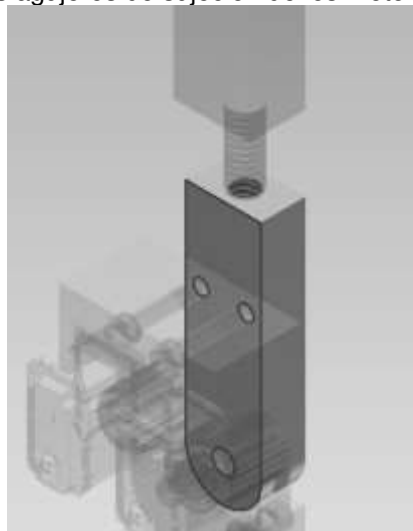
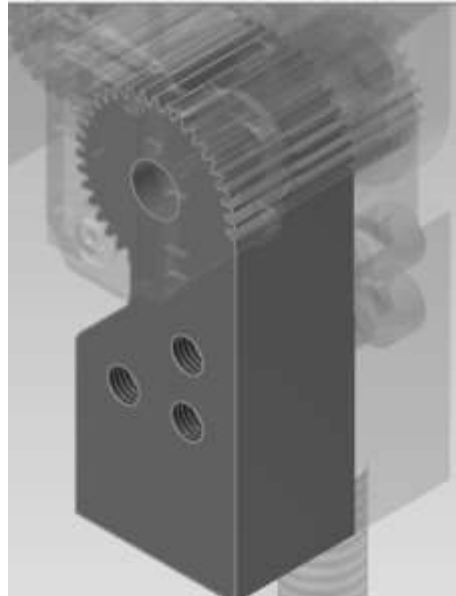


Figura 86. Vista de los agujeros de sujeción de los motores en el muslo inferior.



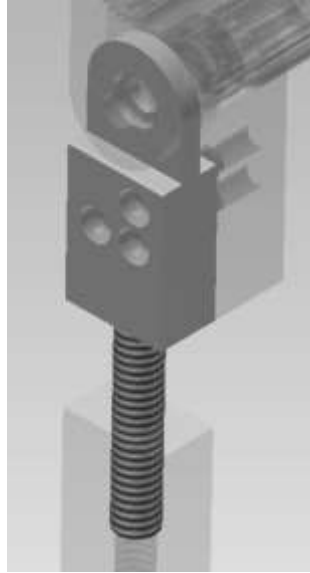
7. **Engrane de la espinilla.** Se creó esta pieza basándose en el modelo del engrane mostrado en la sección dos de este capítulo. En si esta pieza es similar al muslo superior, con la salvedad que según los datos recolectados sus ángulos de actuación debían estar entre cero y sesenta grados (Escobar, 2013), y esta pieza permite llegar hasta los noventa grados. Es por ésta última razón que la pieza presenta una geometría poco común como se muestra en la Figura 87. Se trató la manera de lograr alcanzar dicho rango de movimiento dejando al engrane lo más íntegro posible. Sin embargo no se podía terminar con una sección demasiado angosta pues no resistiría el torque ocasionado al moverse. Adicionalmente para aligerar el modelo esta pieza se une por medio de tornillos a la pieza de la espinilla, la cual es de duraluminio. De esta forma se logra transmitir el torque a la pieza junto a ella para su moverse. Contiene a su vez un diámetro interno en la posición del engrane para que le sea posible alinearse con el eje de la rodilla por donde pasa el eje y una abertura mayor en donde se colocan los cojinetes 6202.

Figura 87. Engrane de la espinilla.



8. **Espinilla superior.** Esta pieza funciona similar al muslo superior. Tiene un tornillo con rosca ACME para poder controlar la longitud del eslabón. Está unido al resto de la estructura por medio de una forma de T invertida la cual encaja con su contraparte en el muslo inferior. Es en esta pieza donde se colocaron los cojinetes 61802 para poder tener un movimiento suave y aligerar la fricción. Sin embargo a diferencia del muslo superior, el movimiento es transmitido por medio de un engrane externo que se une a él con tornillos. La pieza tiene únicamente tres tornillos debido a la geometría del engrane de la espinilla. Cabe mencionar que a diferencia de las demás piezas de las piernas la pieza izquierda no es igual a su contraparte de la derecha. Esto es porque la pieza se une por medio de tres tornillos. Por lo tanto la parte con dos tornillos se debe ubicar adelante al momento de ensamblar la estructura tal como lo muestra la Figura 88.

Figura 88. Espinilla superior.



9. **Espinilla inferior.** Como se puede observar en la Figura 89, esta pieza es exactamente igual al muslo inferior. Sin embargo en esta pieza no es necesario abrirle agujeros para la adaptación de motores pues la articulación del tobillo no conlleva ningún actuador activo.

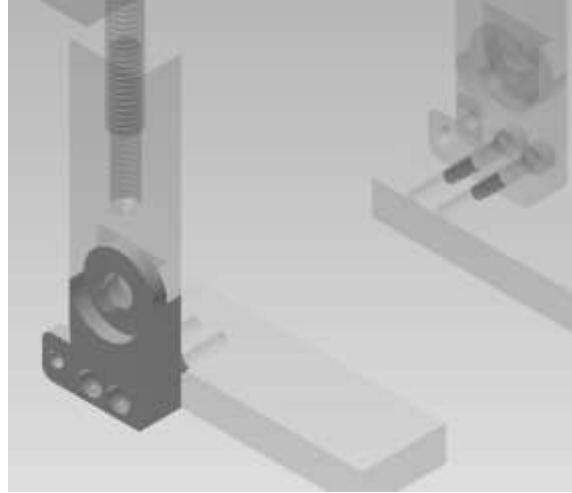
Figura 89. Espinilla inferior.



10. **Sujetador del pie (tobillo).** Esta pieza realiza la función del tobillo. Tiene forma de T invertida para poder acoplarse a la espinilla inferior. Presenta dos agujeros para poder sujetar las bases de los pies. Adicionalmente contiene una saliente para colocar un perno donde se colocará el resorte correspondiente al actuador pasivo del tobillo. En la Figura 90 se puede observar que en la parte superior tiene la forma de círculos debido a que en esas aperturas contiene un cojinete para que los movimientos en dicha articulación sean suaves. Así como sucede en la espinilla superior, ésta es una de las pocas piezas de las piernas que no se puede replicar para ambos

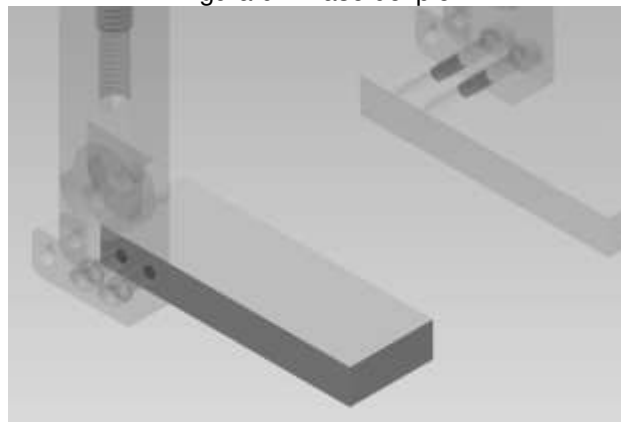
lados. Esto se debe a que los tornillos que aseguran la base del pie deben quedar ocultos y esto se logra únicamente si se diseñan las piezas distintas para la derecha y la izquierda.

Figura 90. Sujetador del pie (tobillo) derecho.



11. Base del pie. Como se puede observar en la Figura 91, esta es quizás la pieza más sencilla de todas. Consta de un rectángulo de aluminio con dos perforaciones para los agujeros de los tornillos. La razón de que sea tan simple el diseño es que se buscaba que la pieza fuera lo más barata posible y que fuera funcional. Este diseño cumple con ambas condiciones. Por lo que no es necesario diseñar una geometría más complicada que por su complejidad aumente el precio del maquinado. Esta pieza se une al pie del usuario por medio de bandas elásticas para poder guiar los pasos del mismo.

Figura 91. Base del pie.



12. Eje del tobillo. Tal como sucedió con la cadera, fue necesario realizar un eje para alinear adecuadamente los componentes del tobillo. El eje consta de un centro con diámetro superior a los de las orillas tal como se muestra en la Figura 92. Así como sucede en el resto de piezas se buscó la manera de unificar los componentes por lo que el eje tiene un diámetro de

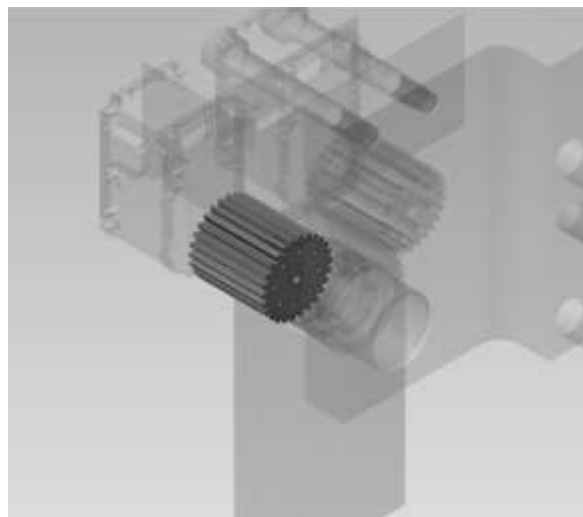
12mm en las partes más delgadas para poder acomodar un cojinete 7072. El diámetro más grande entra directamente a presión con el tobillo y queda fijo al mismo. La pieza se sujeta por medio de tapaderas roscadas con un tornillo de cabeza cónica y de esta manera evitar que se salga o se mueva de su posición.

Figura 92. Eje del tobillo.



13. Piñón. Con base en los engranes diseñados previamente se generaron los ocho piñones para transmitir la potencia de los motores a la estructura. Los ocho piñones son iguales y uno de ellos se puede observar en la figura Figura 93. Se les abrió ocho agujeros para poder sujetarlos al plato giratorio del motor. Es también por este plato giratorio que se dejó un agujero en el centro de los engranes para poder asegurarlo con su correspondiente tornillo. Para estas piezas también se utilizarán tornillos SAE 934. Los engranes están hechos de acero AISI1020 para soportar las cargas por contacto ocasionadas en los engranes.

Figura 93. Piñón de engrane.



A. Ensamble

Ya con todas las piezas diseñadas se procedió a simular el ensamble de la estructura. La representación del sistema diseñado se puede ver en la Figura 94. Esto sirvió para verificar que todas las piezas encajaran de manera adecuada. Se revisaron también las uniones y la alineación y dimensionamiento de los agujeros para los tornillos, ejes y cojinetes. Gracias a este ensamble también se obtuvieron las propiedades físicas de la estructura, las cuales se pueden observar en la Tabla 24. En ella se puede observar que aunque la masa total de la estructura sea un poco elevada (20.6 Kg), su densidad promedio es menos de la mitad de la densidad del acero. Esto indica que la selección de material proporcionó un material liviano aunque si se desea aligerar la estructura se deberían realizar vaciados en el material. Considerando que el usuario no debe pesar más de 50 libras (22.7 Kg) la estructura deberá soportar un peso total cercano a las 100 libras. Además de soportar los esfuerzos brindados por los torques de los motores para emular el movimiento del ciclo de marcha.

En la Tabla 25 se puede observar el listado de partes no diseñadas que fue necesario comprar para realizar dicho ensamble. Se buscó la manera de unificar los tornillos y los cojinetes. Se utilizó una sola designación de tipo de tornillo y dos tipos distintos de cojinetes para todas las partes donde sea necesario y de esta manera los materiales a comprar fueran más baratos y su reemplazo de fácil acceso. Esto se logró en la mayoría de tornillos a excepción de los tornillos utilizados para sujetar los motores con los engranes y los motores los cuales son de designación SAE 934. Para el resto de uniones roscadas por medio de tornillo se utilizaron tornillos M10 cilíndricos de cabeza hexagonal de rosca ordinaria. En el caso de los cojinetes, se utilizaron cojinetes 6202 entre los engranes y los ejes para suavizar el movimiento y eliminar la fricción entre elementos. Además de eso se utilizaron cojinetes 61802 para las piezas que debían rotar pero sus dimensiones eran más reducidas. Las dimensiones y especificaciones de dichos cojinetes pueden observarse en la sección de anexos.

Tabla 24. Propiedades físicas de la estructura.

Densidad promedio	3.699	g/cm ³
Masa	20.6	Kg
Volumen	5,569.16	cm ³

Figura 94. Ilustración del sistema ensamblado.

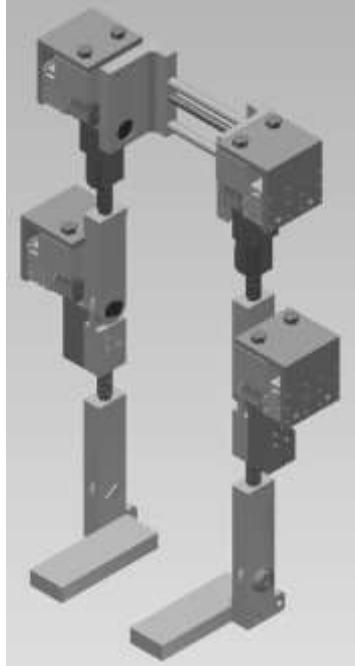


Tabla 25. Elementos utilizados para el ensamble del sistema.

Cantidad	Elemento
4	Cojinetes 61802
8	Cojinetes 6202
26	Tornillos M10X1.5X70 cabeza cilíndrica
11	Tuercas ½" NC
3	Roldanas planas
1	Roldana de presión
8	Tornillos cabeza cónica 3/16"
80	Tornillos M2.5X15 rosca ordinaria
48	Tuercas M2.5 rosca ordinaria
8	Tornillos 3/8 cabeza hexagonal
4	Cojinetes 61802
4	Cojinetes 61802

B. Sistema de soporte externo

Para ayudar a disminuir el peso que debía soportar la estructura y ayudar al usuario a preservar el equilibrio durante el ciclo de marcha se incorporó un andador al sistema. El andador fue donado por una persona externa al proyecto y se muestra en su versión con ruedas en la Figura 95. El andador original se modificó para que el usuario no debiera cargarlo al momento de

avanzar colocándole llantas en todos los apoyos. También se le colocó en cada una de las varillas horizontales de los lados ranuras realizadas con perfiles de aluminio para que soporten el peso de las baterías del módulo de potencia.

Figura 95. Andador de soporte en su versión original.



VII. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE ACTUADORES Y SENSORES

En este capítulo se presentan los criterios tomados en cuenta para definir los requerimientos que los actuadores de cada articulación deben poseer. Se discuten los problemas que surgieron durante la investigación y las modificaciones que tuvieron que realizarse al proyecto debido a estas complicaciones. También se presentan las características de los actuadores seleccionados y la forma en que se posicionaron en la estructura. Por otro lado, se muestra cómo se realizó la selección de los componentes de distribución o protección que conforman el sistema de distribución de potencial eléctrico. También se presenta la forma en que se controlaron los motores para realizar pruebas en las que se utilizaron los sensores incluidos en los actuadores para controlar la posición, controlar la velocidad y monitorear la corriente utilizada por cada motor.

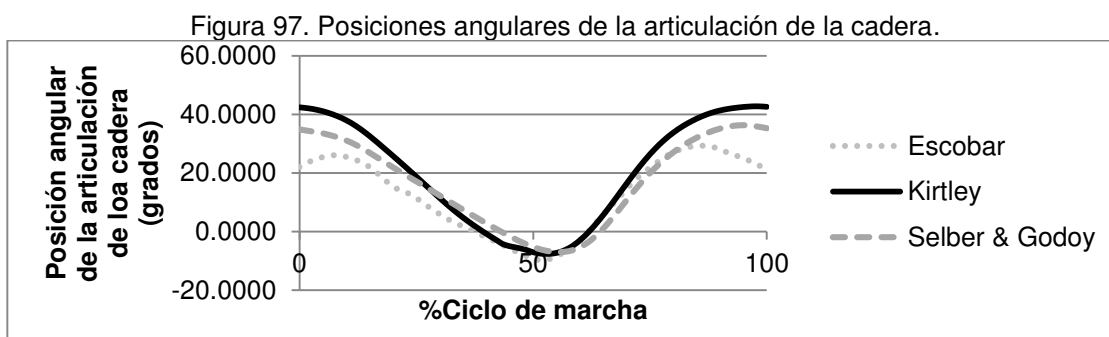
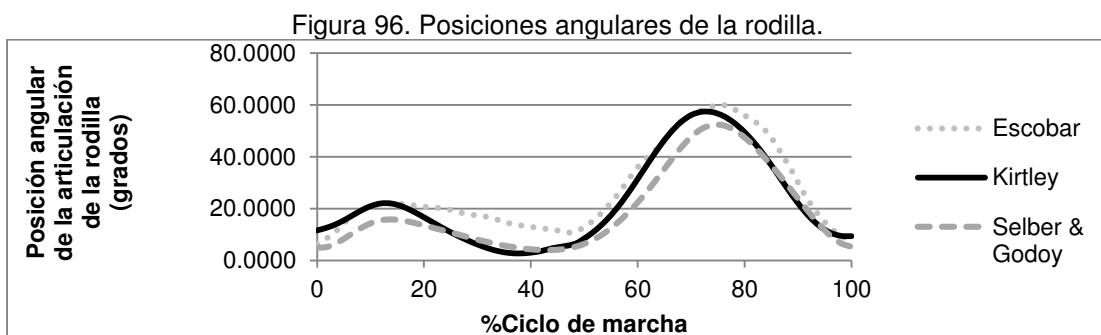
Finalmente se presentan los resultados de algunas de las pruebas realizadas, en donde se pueden observar las comparaciones entre las posiciones angulares enviadas y las posiciones angulares que se registraron al leer las variables de retroalimentación de los motores en cada articulación. También puede observarse el comportamiento de la corriente en los motores durante un ciclo de marcha de dos de las articulaciones implementadas.

A. DISEÑO

1. Definición de requerimientos de los actuadores en las articulaciones. Se inició realizando una investigación general de la biomecánica del ciclo de marcha del ser humano. Esto se hizo con el fin de determinar qué características debían considerarse y qué restricciones debían tomarse para establecer los requerimientos de los actuadores para las articulaciones.

Luego se profundizó más en investigar las características dinámicas, es decir, torque, velocidades angulares y consumo energético de cada articulación en el plano sagital. Debido a la falta de instrumentos de medición para obtener datos experimentales sobre las características dinámicas, se utilizaron datos obtenidos en diversas investigaciones. Con base en la información obtenida, se buscaron actuadores apropiados para la aplicación, pero se encontraron limitaciones en su rendimiento. Entonces se decidió adaptar el proyecto a una persona con menor masa y tamaño. Por este motivo se realizó una nueva investigación enfocada a los requerimientos de una persona con un peso de aproximadamente 50 lb y una longitud de pierna alrededor de 0.6 m. En este caso se utilizaron datos obtenidos por Guilmar Escobar en el módulo de Algoritmo de Control, se utilizó la normalización realizada por Chris Kirtley, también se utilizaron los datos tabulados por Paulo Selber y Wagner de Godoy obtenidos en CGA Normative Gait Analysis Data y se realizaron

comparaciones con las gráficas presentadas por B. W. Stanfield en Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds. En la Figura 96 y Figura 97 se muestra el comportamiento de la posición angular en las articulaciones de la cadera y la rodilla, según Guilmar Escobar, Chris Kirtley y Selber & Godoy.



En la Figura 98, Figura 99, Figura 100 y Figura 101 se puede observar el comportamiento de los momentos y la potencia en las articulaciones de la cadera y la rodilla, según Chris Kirtley. Para obtener estos datos con la normalización se utilizó una masa de 55 kg, considerando una persona de 25 kg, más la masa de 20 kg de la estructura. También se utilizó una longitud de pierna de 0.625 m y se utilizó una velocidad lineal de 1 m/s. Las especificaciones establecidas finalmente para tomar en cuenta al realizar la selección de actuadores se muestran en Tabla 26 y Tabla 27. Estos valores están basados en los datos obtenidos mediante la normalización de Chris Kirtley para una persona con las características mencionadas.

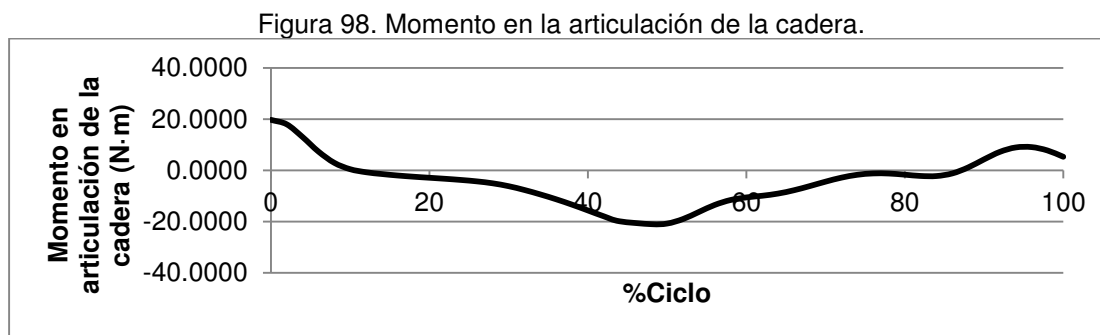


Figura 99. Potencia en la articulación de la cadera.

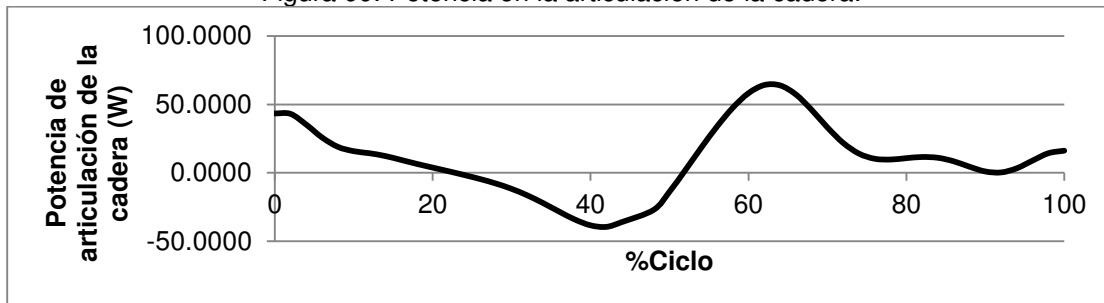


Figura 100. Momento en la articulación de la rodilla.

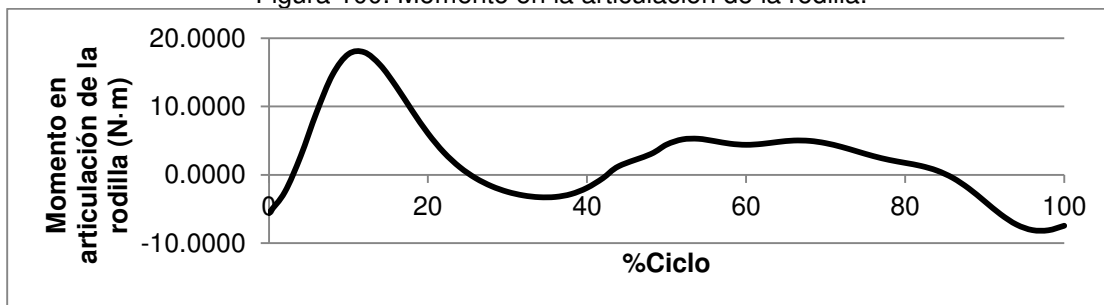


Figura 101. Potencia en la articulación de la rodilla.

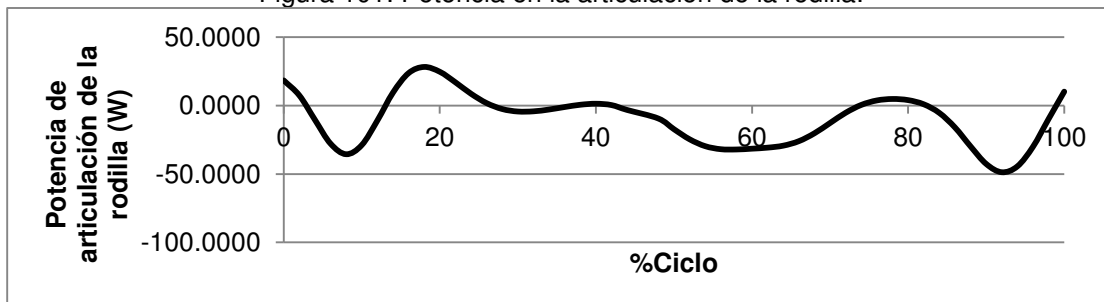


Tabla 26. Especificaciones seleccionadas para la articulación de la cadera.

Cadera	Rango de movimiento	10° a 35°
	Máxima velocidad angular (rad/s)	3.5
	Máximo torque en la articulación (N·m)	19.72
	Máxima potencia en la articulación (W)	64.14

Tabla 27. Especificaciones seleccionadas para la articulación de la rodilla.

Rodilla	Rango de movimiento	0° a 60°
	Máxima velocidad angular (rad/s)	6
	Máximo torque en la articulación (N·m)	17.93
	Máxima potencia en la articulación (W)	28.28

2. Selección de actuadores. Una vez establecidas las especificaciones para los actuadores en las articulaciones de la rodilla y la cadera, se investigaron diversos tipos de actuadores utilizados en aplicaciones similares y entre actuadores hidráulicos, neumáticos, eléctricos y elásticos, se decidió que la mejor opción para el megaproyecto ARCEM son los actuadores eléctricos. Después de establecer la utilización de actuadores eléctricos, se investigaron varios motores paso a paso y servomotores disponibles en el mercado que se consideró pueden ser implementados en el proyecto y se compararon todas sus características. Algunos de estos motores pueden observarse en la Tabla 28. Luego de comparar todas sus características, se seleccionaron los motores Dynamixel MX-106 como actuadores en las cuatro articulaciones.

Tabla 28. Comparación de características de motores eléctricos comerciales.

Características	Nema 23 Rotary Stepper Motor M-2231-6.0		Nema 23. Brushless Servo Motor - QB02303		Nema 23. Stepper 780083-01		Dynamixel MX-106T	
Torque de arranque (N.m)	1.81		1.28		2.68		10.00	
Torque continuo (N.m)- Velocidad (rad/s)	1.40	26.00	1.20	523.60	1.00	52.36	-	-
Velocidad angular máxima (rad/s)	219.91		585.00		314.16		5.76	
Reducción	40.00		40.00		40.00		1.50	
Torque de arranque después de reducción (N.m)	72.40		51.20		107.20		15.00	
Torque continuo máximo después de operación(N.m) - Velocidad (rad/s)	56.00	0.65	48.00	13.09	40.00	1.31	-	-
Velocidad angular máxima después de reducción (rad/s)	5.50		14.63		7.85		3.84	
Voltaje de alimentación (V)	75.00		130.00		36.00		14.80	
Consumo máximo de corriente (A)	6.00		70.00		3.00		6.00	
Tamaño (mm X mm X mm)	56.4 X 56.4 X 76		58.4 X 58.4 X 90.17		56.9 X 56.9 X 143.1		40.2 x 65.1 x 46	
Peso (g)	1000.00 Peso del motor		1420.00		1500.00		153.00	
Resolución de posición (grados)	1.80		N/A		1.80		0.088	
Circuitos de potencia	Debe adquirirse un circuito de potencia extra para controlar el motor.		Debe adquirirse un circuito de potencia extra para controlar el motor.		Debe adquirirse un circuito de potencia extra para controlar el motor.		Incluido	
Controladores	Deben adquirirse codificadores para poder implementar un control de posición y velocidad de lazo cerrado.		Deben adquirirse codificadores para poder implementar un control de posición y velocidad de lazo cerrado.		Deben adquirirse codificadores para poder implementar un control de posición y velocidad de lazo cerrado.		Incluido	
Cajas reductoras	Es necesario utilizar una reducción de tornillo sin fin.		Es necesario utilizar una reducción de tornillo sin fin.		Es necesario utilizar una reducción de tornillo sin fin.		Incluidas	
Precio (\$)	N/A		N/A		745		496	

(Anónimo, Allied Motion) (Anónimo, National Instruments, 2012) (Anónimo, Schneider Electric Motion)

Se determinó que era necesario utilizar dos motores Dynamixel MX-106 por articulación y en conjunto con el módulo de estructura se decidió ensamblarlos como se muestra en Figura 102 con una reducción extra de 1.5:1. Se decidió situarlos como se muestra en Figura 103, utilizando un total de ocho motores Dynamixel MX-106.

Figura 102. Dynamixel MX-106 acoplados a la estructura con una transmisión de potencia.

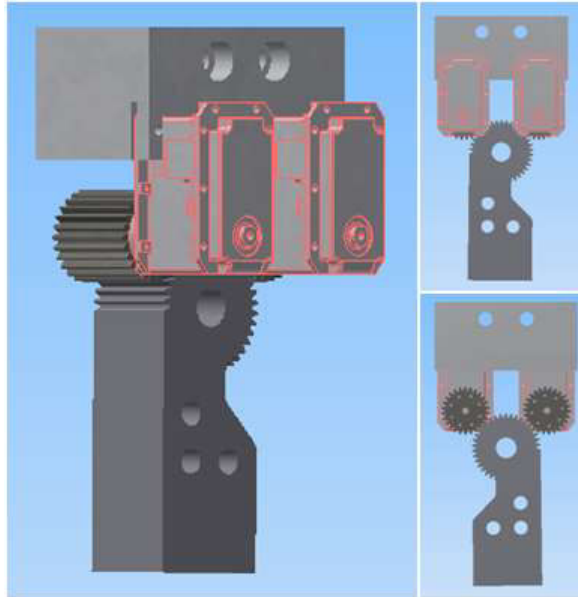
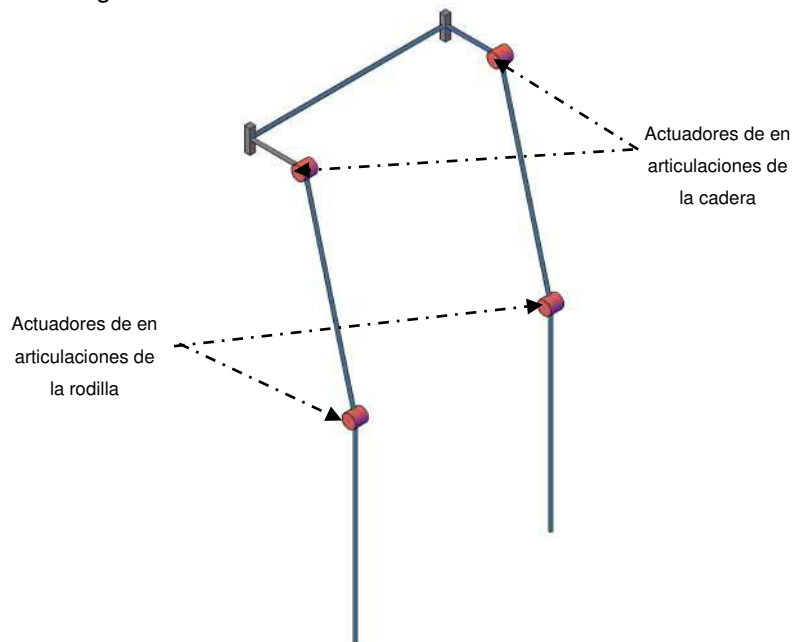


Figura 103. Posición de los actuadores en la estructura.



3. Selección de componentes para el sistema de distribución de potencial eléctrico de los actuadores. Para realizar el diseño de la distribución del potencial eléctrico del sistema de actuadores, se debe contar con sus características de consumo de potencia. En el marco teórico se presentan todas las características de los Dynamixel MX-106T y puede notarse que cuando los motores alcanzan su torque de paro (stall torque) al estar alimentados con un voltaje de 14.8 V, la corriente que presentan es de 6 A. No se pretende llegar a alcanzar el torque de paro de los motores, pero para asegurar su buen funcionamiento se seleccionó la batería mostrada en la Figura 104. Esta batería presenta las características mostradas en Tabla 29, donde se indica su tasa máxima de descarga de 14 A, por lo tanto es capaz de alimentar dos motores sin ningún problema. Entonces, para utilizar ocho motores y asegurar su buen funcionamiento se seleccionó utilizar cuatro paquetes de baterías recargables Li-Ion como la de la Figura 104.

Figura 104. Batería recargable Li-Ion.



Tabla 29. Características de batería mostrada en la Figura 104.

Voltaje	14.8 V (nominal) 16.8 V (pico) 11 V (corte)
Capacidad	25200 mAh (372.96 Wh)
Tasa máxima de descarga	14 A limitada por dos Polyswitches.
Terminales de carga y descarga	14 AWG
Dimensiones (LxWxH)	7.0"(180mm) x 5.9"(150mm) x 1.8"(45mm)
Peso	4.1lb (1900grams)

Es importante utilizar dispositivos de protección dentro del sistema para no sobrepasar la corriente soportada por los motores. Debido a esto se seleccionaron fusibles de 6 A. Para cada motor se utilizó un fusible con su respectivo porta fusibles como los que se muestran en Figura 105 a y b. Además, debido a que las baterías tienen un voltaje pico de 16.8 V se utilizaron los

reguladores LM338T, como el que se muestra en Figura 105 c, estos reguladores pueden proporcionar una corriente continua de 5 A y una corriente pico de hasta 7 A. El diagrama de los reguladores utilizados también puede observarse en la Figura 105 d y con la configuración mostrada se obtuvo un voltaje de salida de 13 V. Por otro lado, dentro del sistema de distribución de potencia se deben considerar los cables con los que se realizarán las conexiones de los dispositivos. Como se muestra en la Figura 106, los cables en las terminales de carga y descarga de las baterías utilizadas son de calibre 14 AWG, por lo que se utilizó un cable con el mismo calibre para distribuir la corriente utilizando borneras. Los cables utilizados en las terminales de los Dynamixel MX-106T son de calibre 20 AWG y por esta razón se decidió utilizar cables del mismo calibre para hacer las conexiones desde las borneras a los reguladores que luego se conectan a los fusibles que por último se conectan a los motores como se muestra en Figura 106.

Figura 105. Dispositivos utilizados dentro del sistema de distribución de potencial eléctrico a) fusible de 6 A, b) porta fusibles, c) regulador de voltaje LM338T y d) diagrama del circuito utilizado con el regulador LM338T.

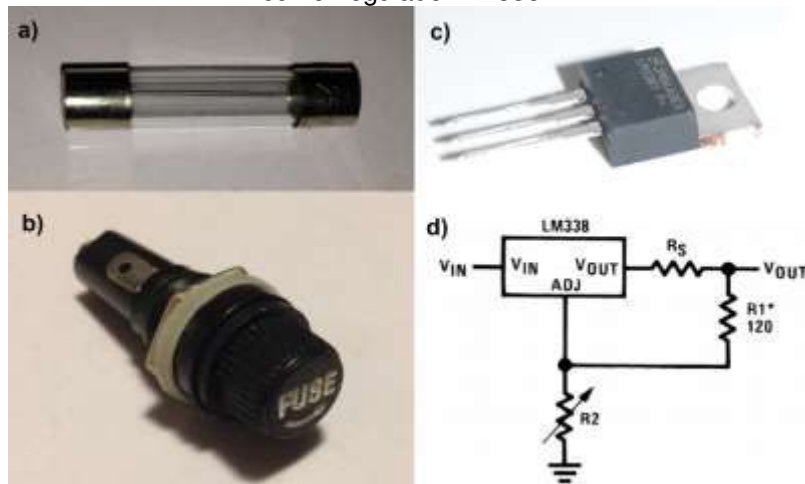
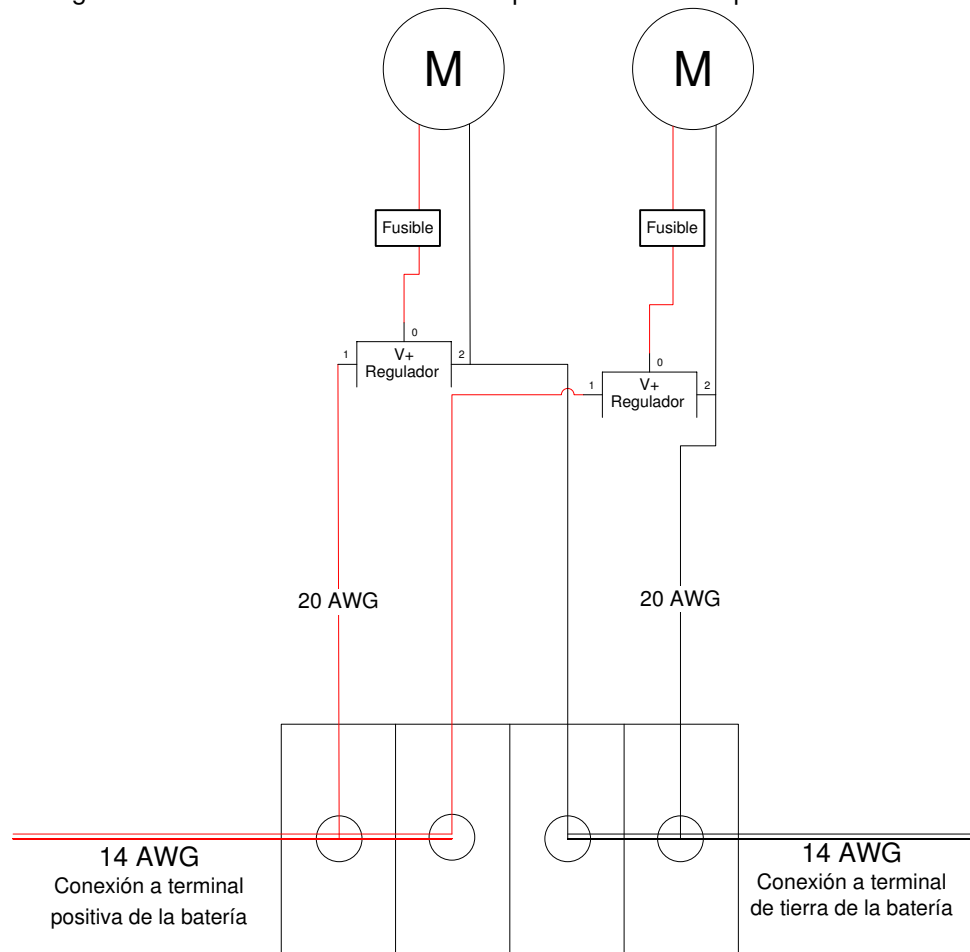
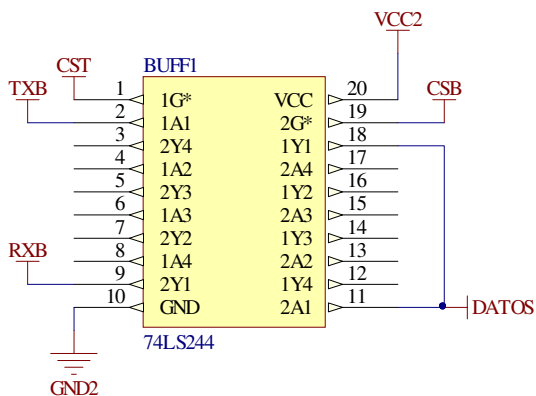


Figura 106. Sistema de distribución de potencial eléctrico para dos motores.



4. Control de posición y velocidad de los motores Dynamixel MX-106T. Para reproducir las rutinas de marcha en la estructura, es necesario controlar la posición y velocidad de los motores. Ambas características pueden controlarse utilizando el protocolo de comunicación de los motores Dynamixel MX-106T. Como se mencionó en la sección del marco teórico, los Dynamixel MX-106 utilizan un protocolo de comunicación serial asíncrona half duplex, entonces al utilizar un controlador para comunicarse con los Dynamixels, es necesario implementar un convertidor de comunicación half duplex a full duplex. Se utilizó un buffer tri-estado 74LS244 con la configuración mostrada en Figura 107, en la que la línea de datos se tiene una conexión directa con la terminal de datos de los motores.

Figura 107. Buffer tri-estado utilizado como convertidor de comunicación half duplex a full dúplex.



Para aislar los motores del circuito de control se utilizaron dos fuentes de alimentación reguladas con MC7805 y se implementaron los optoacopladores HCPL2631, capaces de transmitir hasta 10MBits/s. Las salidas RD6 y RD5 del microcontrolador, en las que se encuentran la línea de transmisión UART y el bit que maneja la dirección con la que fluyen los datos del buffer, fueron las entradas de los optoacopladores. Mientras el pin RD7, en el que se encuentra la línea de recepción UART se configuró como salida de uno de los. Las configuraciones utilizadas pueden observarse en la Figura 108, Figura 109 y Figura 110.

Figura 108. Configuración de optoacoplador HCPL2631 par transmisión de bit RX.

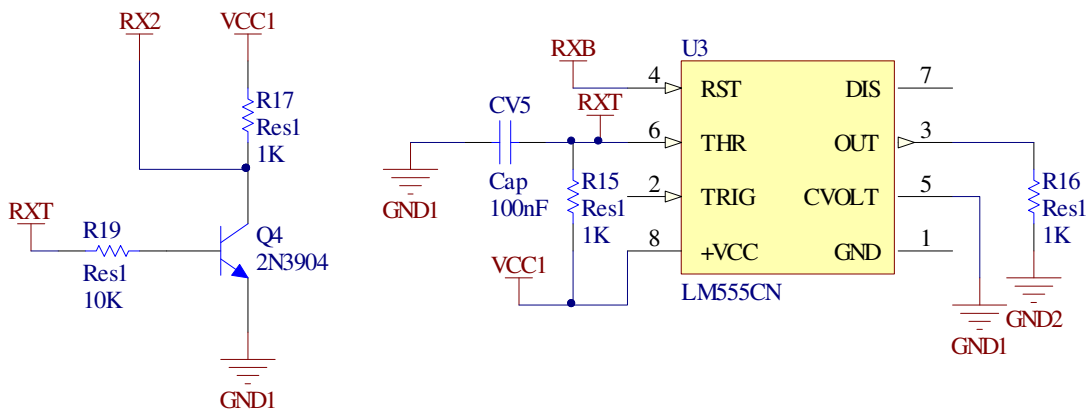


Figura 109. Configuración de optoacoplador HCPL2631 para transmisión de bits TX y direccionamiento.

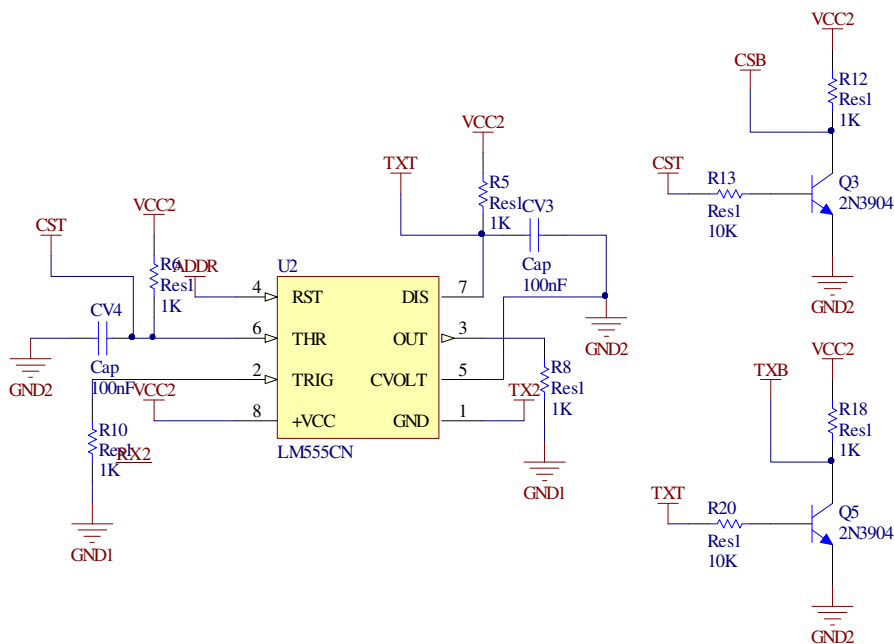
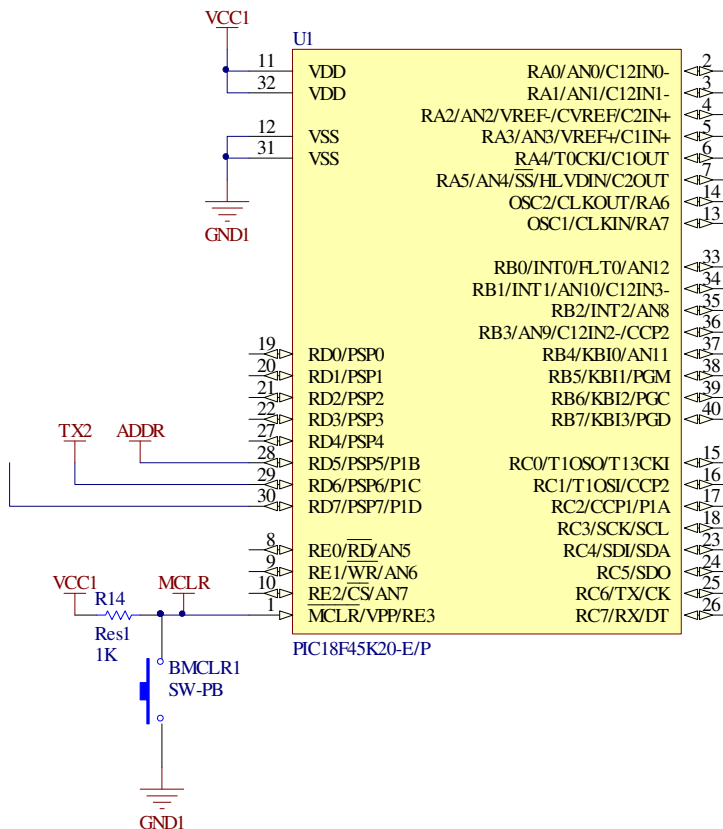


Figura 110. Configuración de PIC18F45K22 utilizado para controlar los motores.



Después de asegurar el funcionamiento del circuito aislador, se realizó un programa en MikroC para comunicarse con los motores, se utilizó un microcontrolador PIC18F45K22 para recibir instrucciones mediante uno de sus puertos de comunicación UART y luego transmitir las al motor mediante otro de sus puertos UART. Para facilitar el uso de los motores al realizar pruebas con ellos, en el programa se incluyeron funciones para cambiar el baudrate de los motores, cambiar su ID, configurarlos como esclavos o maestros, enviar la posición que se quiere alcanzar y con qué velocidad se quiere realizar el movimiento. Además puede enviarse una secuencia de instrucciones que permiten a los motores reproducir las rutinas de marcha. En la Figura 111 puede observarse el diagrama de flujo del programa y puede notarse que siempre se está esperando un comando proveniente de la PC. Si el comando es una instrucción, el valor detectado se almacena en la variable instrucción y el siguiente dato de entrada que se detecte se almacena en diferentes variables dependiendo de la instrucción enviada. En el caso de la función para enviar la posición y la velocidad seleccionadas desde la PC, es necesario leer una serie de datos con la información del ID del motor y sus respectivas posiciones y velocidades a alcanzar. Toda esta información se almacena en una lista.

Las funciones Enviar ID, Enviar Baud Rate y Enviar Master Slave funcionan de la misma forma, enviando paquetes de datos como el que se mostró dentro de la sección del marco teórico. Para todas estas funciones se utilizó la instrucción WRITE_DATA. Por otro lado, la función para enviar posición y velocidad utiliza la instrucción SYNC_WRITE, que permite escribir en todos los motores al mismo tiempo. Además se implementó la lectura de variables de posición y de corriente, la posición se lee para esperar a que el motor llegue a su posición meta antes de reconocer y reproducir el siguiente movimiento solicitado. La función se implementó de esta manera con el objetivo de mantener sincronizados los motores cuando se reproducen las rutinas. Para evaluar si se llegó a la posición meta o no se utilizó un rango de 10 decimal, que equivale a 0.88° , porque en algunas ocasiones los motores no llegan al valor exacto que se envió. La corriente de los motores se lee para registrar su demanda de corriente respecto al tiempo. La reproducción de rutinas se realiza utilizando la función de enviar posición y velocidad dentro de un ciclo que se repite hasta que envía todos los datos de posición y velocidad que se encuentran almacenados en una lista proporcionada por el módulo de algoritmo de control. Los diagramas de flujo que componen la función para reproducir rutinas puede observarse en Figura 112 y Figura 113.

Figura 111. Diagrama de flujo de programa para controlar motores Dynamixel MX-106T en MikroC.

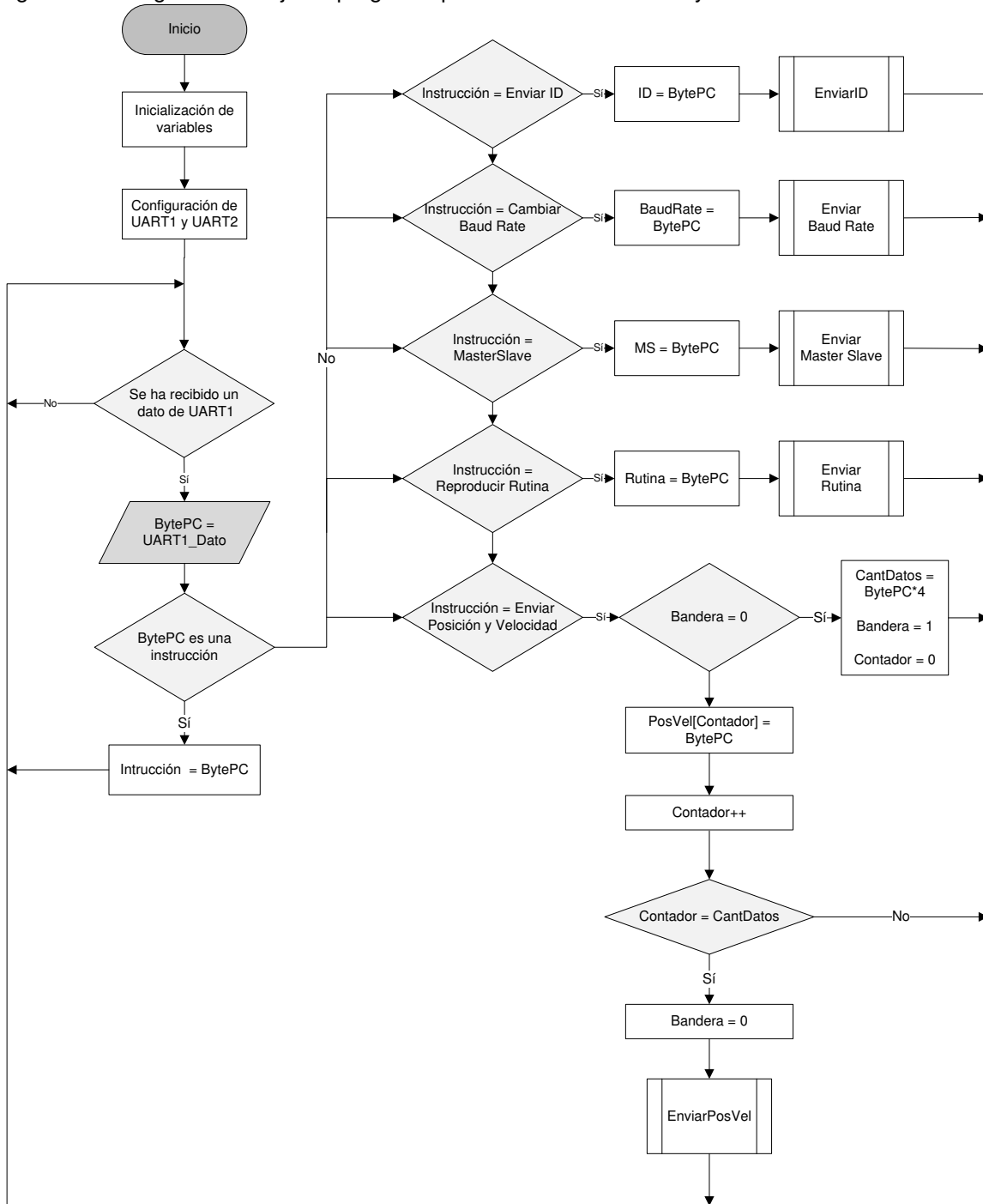


Figura 112. Diagrama de flujo de la función Enviar Rutinas en Figura 111.

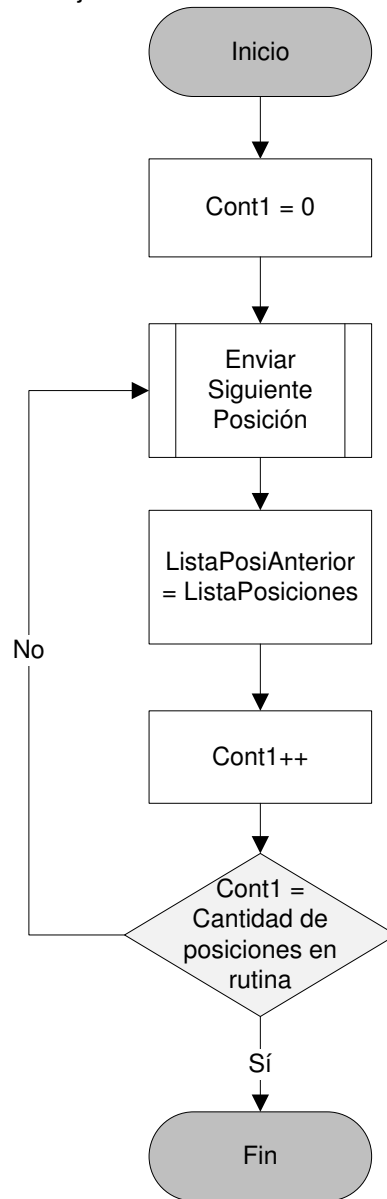
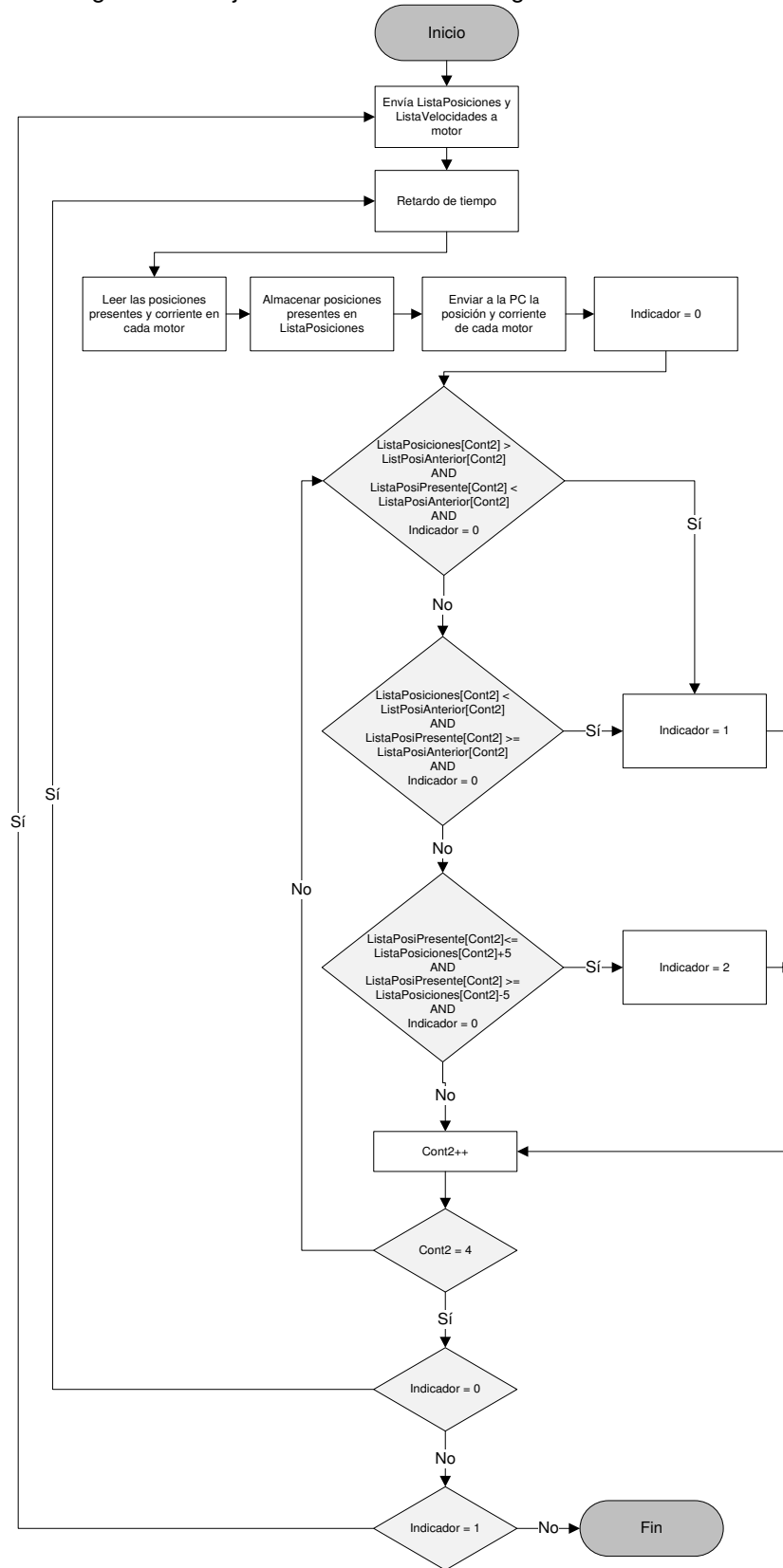
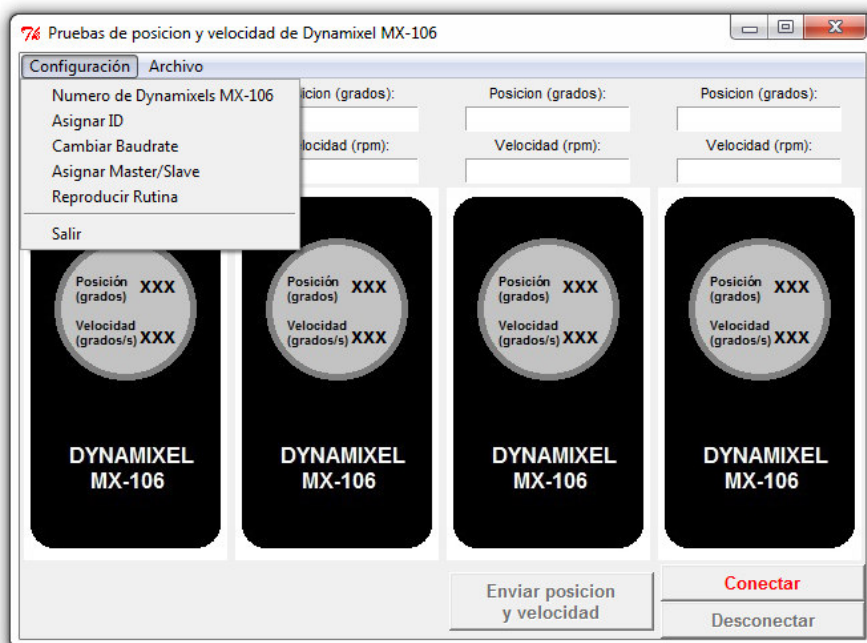


Figura 113. Diagrama de flujo de la función Enviar Siguiete Posición de la Figura 112.



Como se mencionó, el microcontrolador recibe los datos mediante uno de sus puertos UART. Entonces también se realizó un programa en la computadora que envía datos por medio de UART. Desde el programa en la PC puede enviarse la posición y velocidad angular a las que se quiere avanzar y además puede enviarse un nuevo número de ID que se asigna al motor que se encuentre conectado, se puede cambiar el baudrate del motor, configurar en modo master o slave y reproducir las rutinas de marcha. En Figura 114 puede observarse la interfaz utilizada.

Figura 114. Interfaz de programa para controlar la posición y velocidad de los motores Dynamixel MX-106.



En la Figura 115 puede observarse el diagrama de flujo del panel principal de la interfaz gráfica, con las funciones que se realizan al presionar cada botón. Al presionar el botón 'Número de Dynamixels MX-106' del submenú, se despliega la ventana mostrada en Figura 116, en donde se ingresa un número entre 0 y 4 y al presionar 'Aceptar' se almacena el número de motores a controlar. Por otra parte, el botón Asignar ID despliega la ventana en Figura 117, donde se ingresa un valor de 0 a 3 como nuevo ID para el motor o motores conectados y al presionar 'Aceptar' se envía el comando que indica al microcontrolador que se debe asignar un nuevo ID. Las funciones para cambiar el baudrate, asignar modo master o slave y enviar rutina funcionan de la misma forma, pero en estos casos se despliegan las ventanas mostradas en la Figura 118, donde se puede seleccionar uno de los valores desplegados en las listas.

Figura 115. Diagrama de flujo del programa en la PC para controlar motores Dynamixel MX-106.

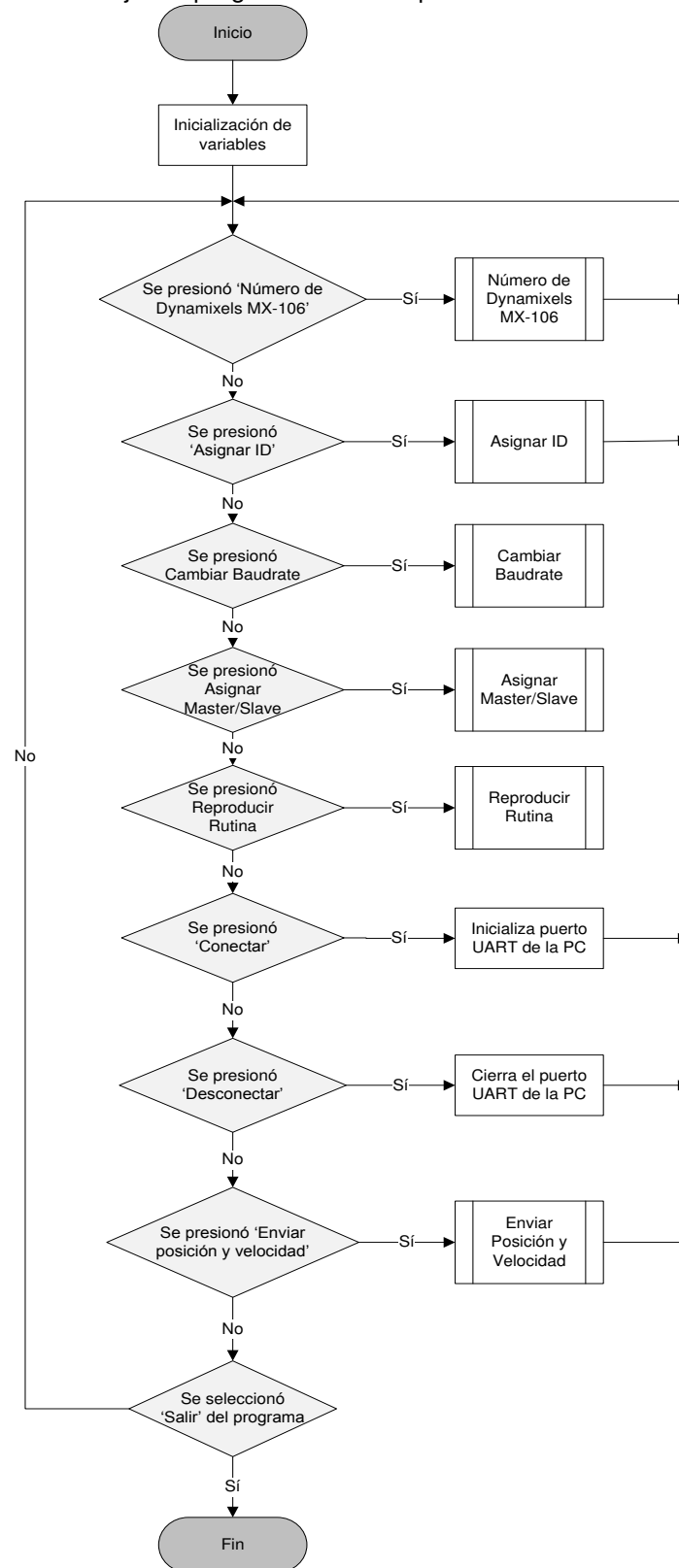


Figura 116. Ventana de selección de número de motores conectados.

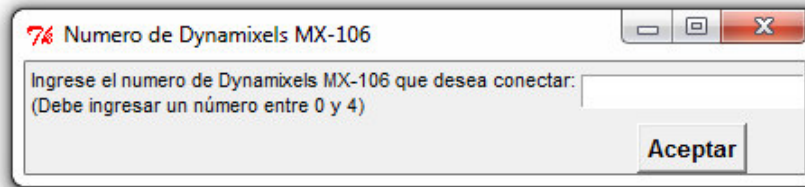


Figura 117. Ventana de selección de asignación de valor nuevo de ID.

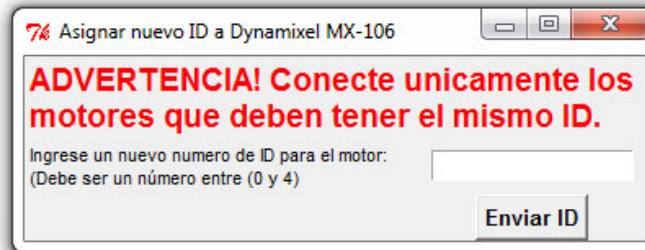
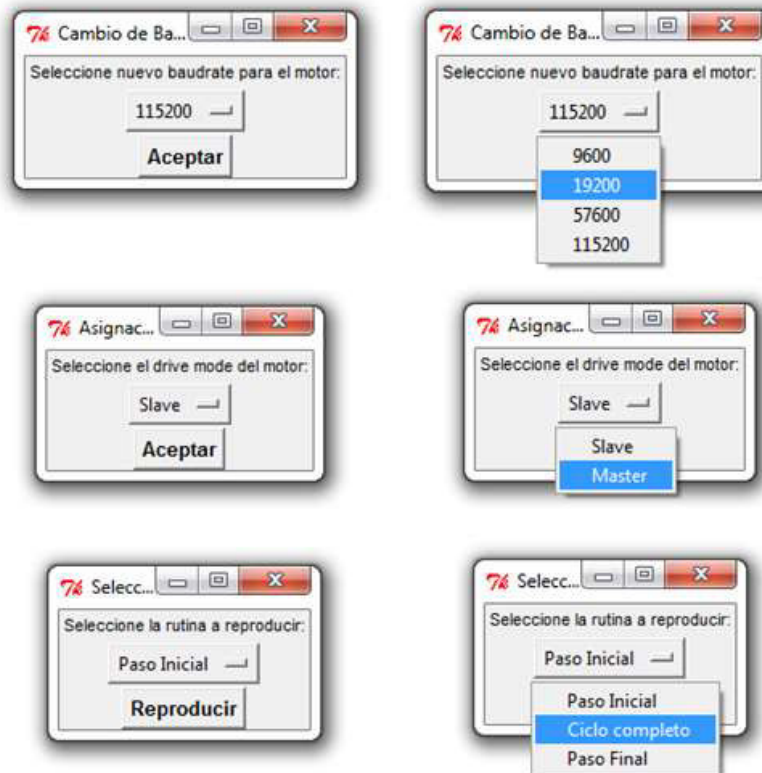


Figura 118. Cambio de baudrate, modo Master/Slave y reproducción de rutina.



Se realizaron pruebas para reproducir las rutinas con el programa descrito en la sección anterior. Estas pruebas se realizaron utilizando cuatro motores master sin carga como se muestra

en Figura 119. Luego se realizaron pruebas con los motores reproduciendo las rutinas en una de las piernas que conforman la estructura, la unión de los motores a las articulaciones de la estructura se muestra en la Figura 120.

Figura 119. Motores sin carga utilizados para reproducir las rutinas de las cuatro articulaciones.

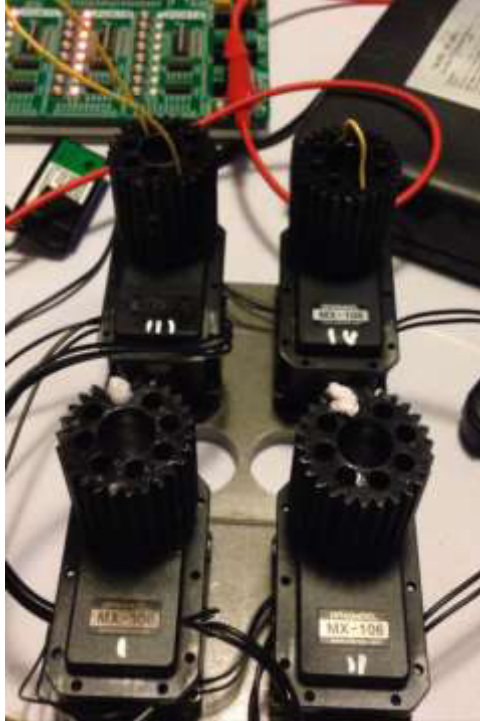


Figura 120. Unión de motores a la estructura.



B. Resultados

Figura 121. Comparación entre posición angular enviada y leída de la cadera izquierda con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.

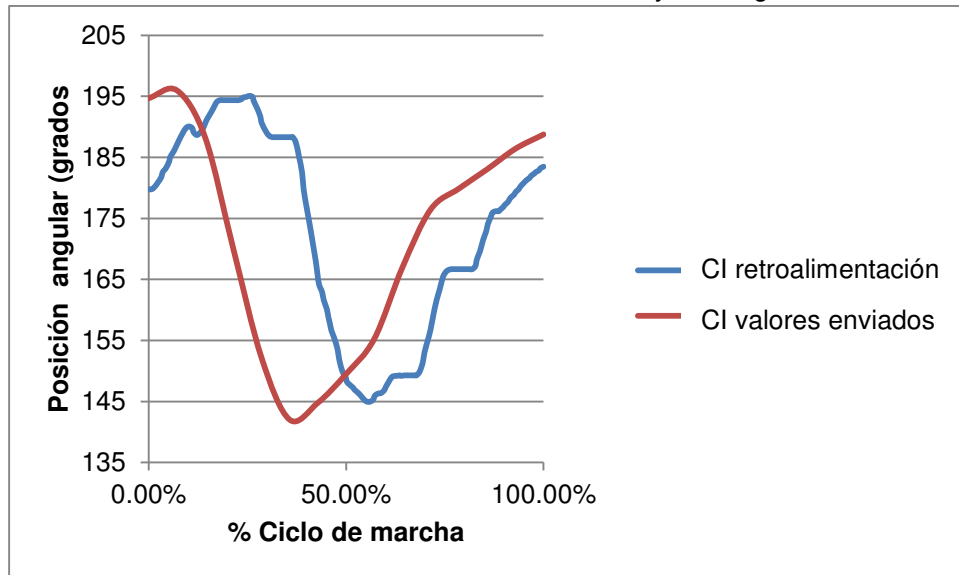


Figura 122. Comparación entre posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.

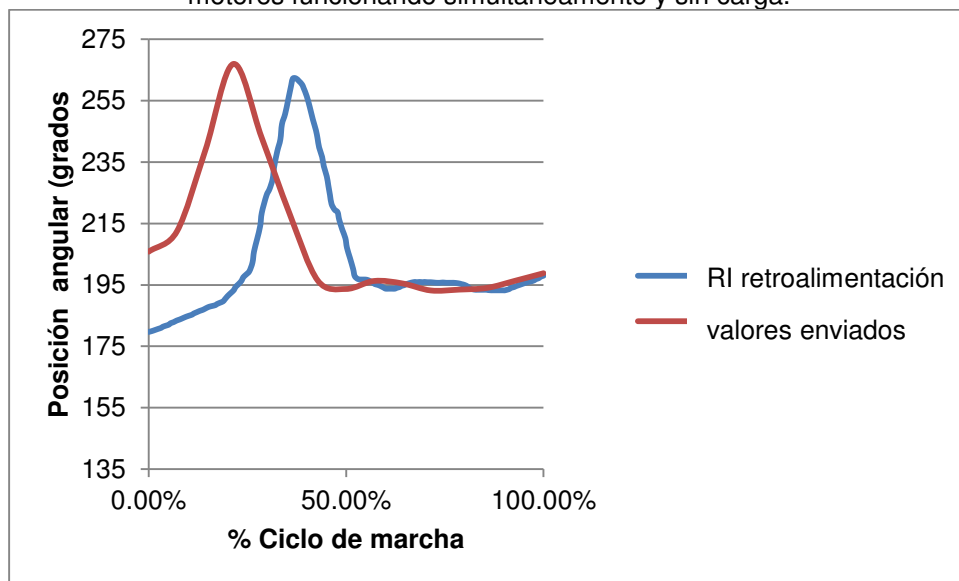


Figura 123. Comparación entre posición angular enviada y leída de la cadera derecha con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.

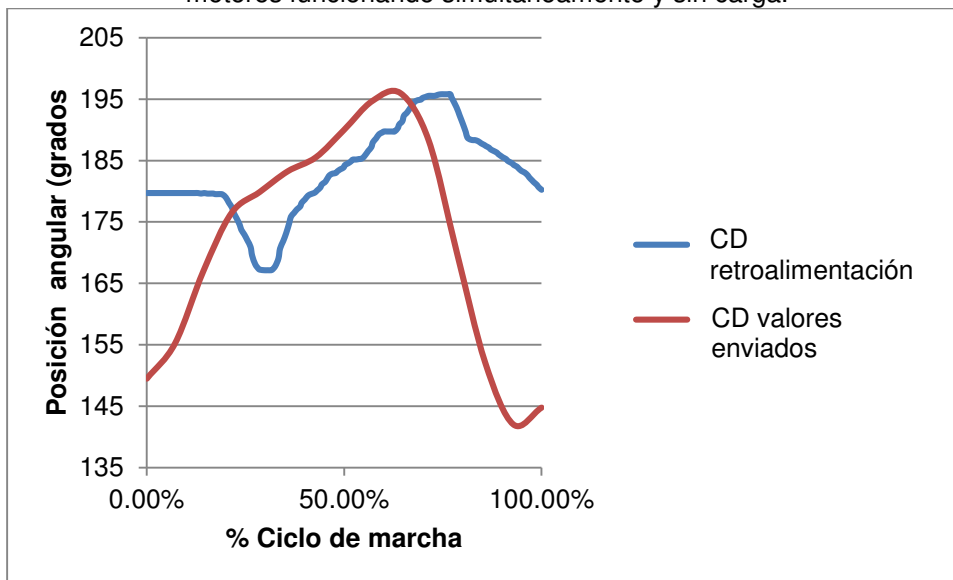


Figura 124. Comparación entre posición angular enviada y leída de la rodilla derecha con cuatro motores funcionando simultáneamente y sin carga.

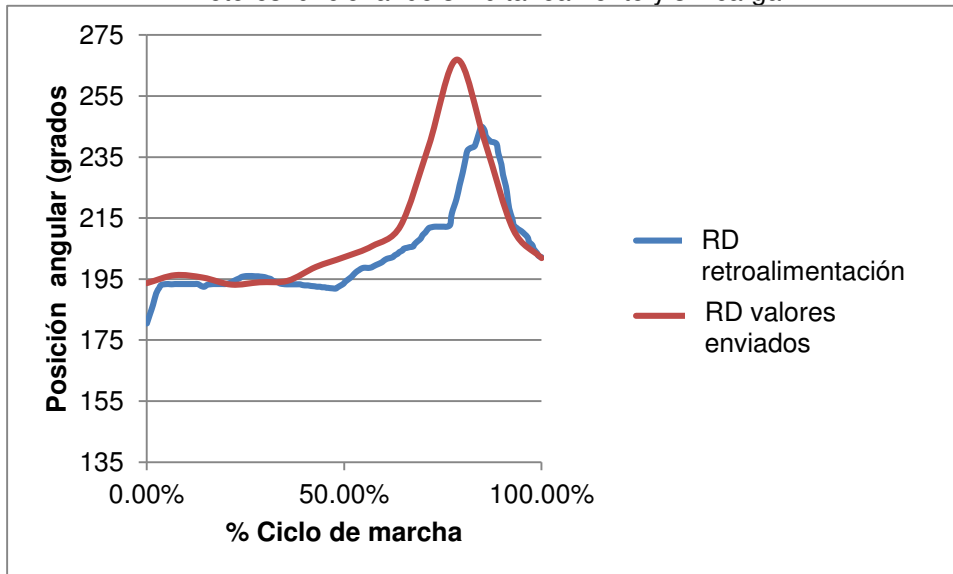


Figura 125. Comparación entre posición angular enviada y leída de la cadera izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.

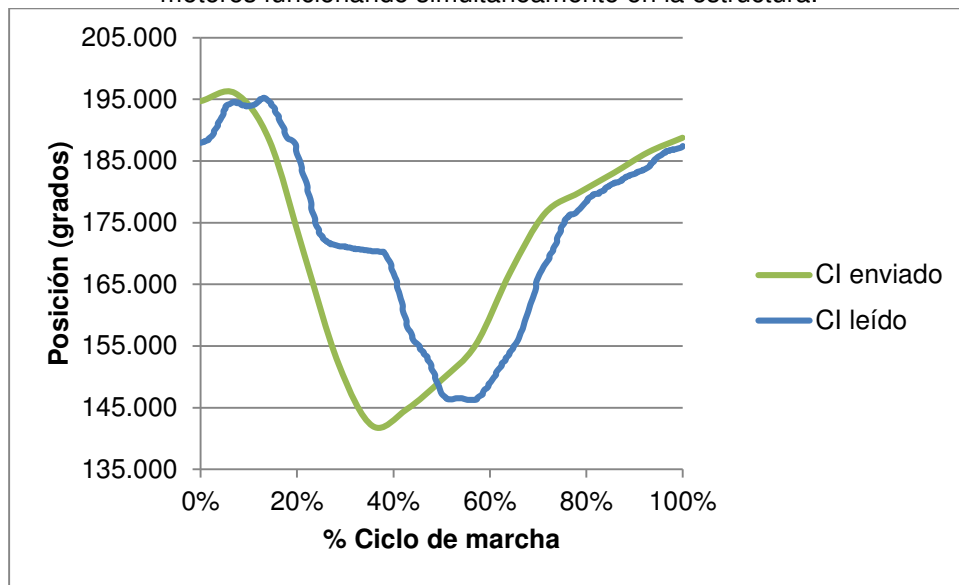


Figura 126. Corriente registrada por los motores que articulan la cadera izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.

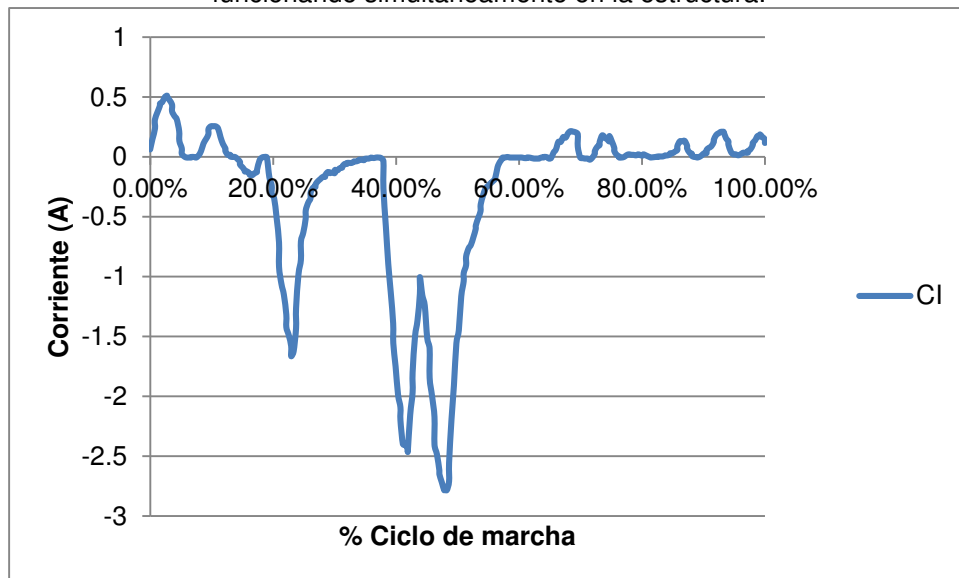


Figura 127. Comparación entre posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.

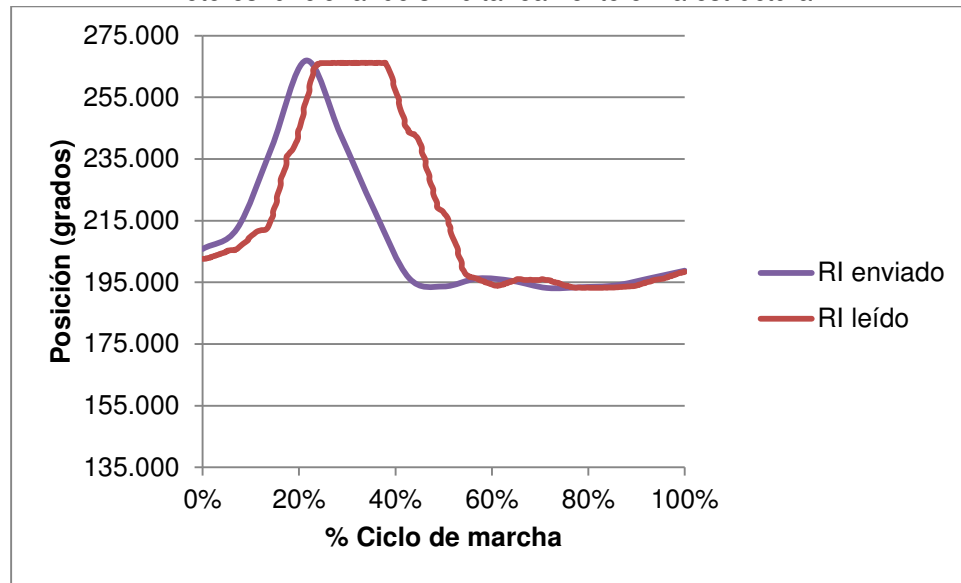
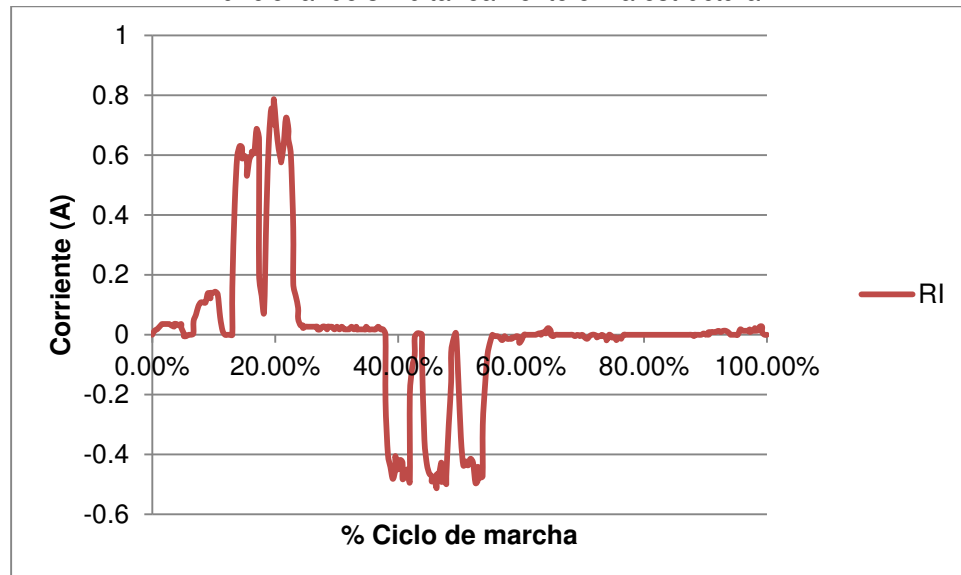


Figura 128. Corriente registrada por los motores que articulan la rodilla izquierda con dos motores funcionando simultáneamente en la estructura.



C. Discusión

Para seleccionar los actuadores se inició investigando el ciclo de marcha y se determinó que las características que deben tomarse en cuenta para seleccionar los actuadores en una aplicación como la que se realizó en el Megaproyecto ARCEM son las posiciones angulares, velocidades angulares, el momento y la potencia presentes en las articulaciones. Para poder obtener estos datos, se debe contar con equipos especializados capaces de medir movimientos cinéticos y cinemáticos en tres dimensiones. Además estos equipos deben poder medir señales electromiográficas y todas estas mediciones deben estar sincronizadas. El costo de estos equipos se encuentra fuera del presupuesto establecido para el proyecto, por lo tanto el análisis de las características previamente mencionadas se realizó con datos de análisis de la marcha recopilados de otras investigaciones. Obteniendo finalmente las especificaciones mostradas en Tabla 26 y Tabla 27.

Entre los motores eléctricos comerciales encontrados en el mercado, los motores mostrados en Tabla 28 fueron los que contaban con las características más cercanas a las especificaciones establecidas. Se encontraron otros motores que cumplían con los requerimientos, pero no fueron incluidos todos.

Entre los motores investigados, se encontraron los motores Dynamixel MX-106, con un torque de arranque de salida de 10 N·m, cuentan con una caja reductora, circuito de potencia y con control PID de posición y velocidad, además de otra gran cantidad de ventajas mencionadas dentro del Marco Teórico en la sección 'Actuadores utilizados en exoesqueletos y aplicaciones similares, Dynamixel MX-106T'. En comparación con el resto de motores, estos poseen un peso bastante bajo (103 gramos). Su precio de \$495 contempla el circuito de potencia, el circuito de control y la caja reductora, a diferencia de los otros motores, en los que estos precios deben añadirse al precio del motor.

En Figura 103 se muestra la distribución de los actuadores en la estructura y como ya se ha mencionado anteriormente, se utilizarán actuadores activos únicamente en las articulaciones de la rodilla y la cadera, y los movimientos se realizarán únicamente en el plano sagital. Al analizar los motores Dynamixel MX-106T contra los requerimientos del proyecto se encontró que sí pueden ser utilizados en la aplicación. Estos motores cuentan con una función de articulación doble, en la que uno de los motores funciona como maestro, mientras el otro cumple una función de esclavo, permitiendo obtener una excelente sincronización entre los motores. En conjunto con el Módulo Estructural se decidió aprovechar esta funcionalidad y utilizar el mecanismo mostrado en Figura 102 para realizar la transmisión de potencia a la estructura. Con este mecanismo se utilizan dos motores Dynamixel MX-106T con la configuración que se mencionó. Al utilizar dos motores se

puede obtener el doble de torque, en este caso el torque de arranque es de 20 N·m, y al aplicarle una reducción de velocidad 1.5 se obtienen 30 N·m de torque de arranque.

Las especificaciones de los actuadores para una persona de 25kg establecidas considerando el peso de la estructura, presentan un torque máximo de aproximadamente 20 N·m. En las especificaciones del motor Dynamixel no se detallan los valores de torque continuo de trabajo, pero existe un margen de 10 N·m entre la especificación establecida y el torque de paro, margen que se consideró suficiente para seleccionar los Dynamixel MX-106T como actuadores a implementar en ambas articulaciones.

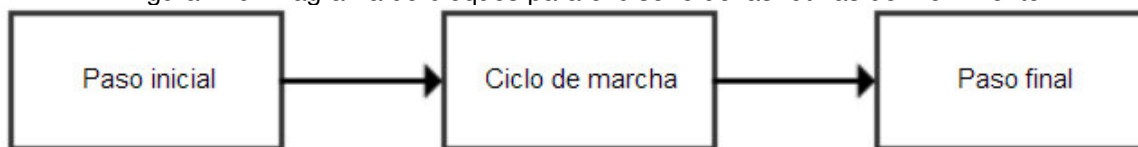
En cuanto al sistema de distribución de potencia, para las pruebas se utilizaron únicamente dos baterías y no cuatro. Esto se debe al presupuesto del proyecto, pero debido a que los motores no consumen la misma cantidad de potencia al mismo tiempo y cuando uno presenta un alto consumo de potencia el otro tiene un consumo bajo, se pretende que el sistema funcione con dos baterías. Cuando se realizaron pruebas con los componentes seleccionados y los motores funcionando con la estructura, estos fueron capaces de realizar los movimientos solicitados. Por lo tanto el sistema de distribución de potencia mencionado resultó ser funcional. En la Figura 126 y Figura 127 se muestra la corriente utilizada por los motores en las articulaciones de la cadera y la rodilla izquierda y la batería que se encuentra alimentando los cuatro motores es capaz de proporcionar la corriente que se indican las gráficas.

Además de la corriente utilizada por los motores moviendo la estructura durante un ciclo de marcha, con el programa de control se logró obtener la posición de los motores respecto al tiempo. Primero se controlaron los cuatro motores sin carga y como se puede observar en Figura 121, Figura 122, Figura 123 y Figura 124 los motores se comportaron de la misma forma que las posiciones enviadas, pero con ligeros desfases. Los desfases se deben a que si uno de los motores no ha llegado a su posición meta, todos los motores permanecen estáticos hasta que el último cumpla con las condiciones enviadas. Luego se registraron las posiciones mientras se realizaron pruebas con la estructura y como se muestra en Figura 125 y Figura 127, en este caso la posición de los motores también se exhibió un comportamiento similar al de las posiciones enviadas.

IX. DISEÑO DE RUTINAS DE MOVIMIENTO

En este capítulo se diseñan las rutinas necesarias para poder reproducir el ciclo de marcha de una persona. Estas rutinas son el centro del algoritmo de control que se desea implementar. A partir de los datos obtenidos sobre la posición de las articulaciones al momento de caminar, se identificaron las etapas involucradas durante la marcha de una persona. Para simplificar el procedimiento, se decidió trabajar en tres rutinas principales: una rutina de inicio de la marcha (paso inicial), una rutina para un ciclo de marcha (paso completo con ambas extremidades inferiores) y una rutina de terminación de la marcha (paso final). El diagrama de bloques del experimento se puede observar en la Figura 129.

Figura 129. Diagrama de bloques para el diseño de las rutinas de movimiento.



A. Diseño

Para diseñar las rutinas que controlan el movimiento de la estructura que se desarrolló, se obtuvieron los datos sobre la posición y velocidad angular del sujeto de pruebas durante la marcha completa de una persona. El primer paso consistió en grabar videos del sujeto de pruebas desde el momento en el que inicia a caminar hasta el momento en el que deja de hacerlo. Para facilitar el análisis de la marcha, se trabajó en una banda caminadora. A continuación se procedió a analizar los videos grabados por medio de la herramienta Tracker.

Utilizando la opción de Transportador se midió el ángulo de flexión de la cadera, el cual se encuentra comprendido entre el muslo y el eje vertical que pasa exactamente por la articulación de la cadera. Luego, se midió el ángulo de flexión de la rodilla, el cual se encuentra comprendido entre la pierna y el eje que pasa por la articulación de la cadera y la rodilla. En la Figura 22 del Marco Teórico se puede aclarar la ubicación de estos ángulos. Por último se exportaron las posiciones angulares medidas con Tracker a un documento de Excel para poder generar las tablas que definen a cada rutina.

B. Resultados

A continuación se presentan los resultados obtenidos para el diseño de las rutinas de movimiento. Estos resultados se encuentran divididos en tres etapas: inicio de la marcha, ciclo de marcha y terminación de la marcha.

1. Inicio de la marcha. Se definió el punto inicial de la etapa como el momento en el que el sujeto de pruebas no se encuentra en movimiento y tiene ambos pies alineados sobre el suelo. Luego, se definió el punto final de la etapa como el momento en el que el talón del pie que da el paso inicial hace contacto con el suelo. La Figura 130 muestra al sujeto de pruebas cuando se encuentra en estas posiciones. Tomando estos puntos como referencia, se obtuvieron los datos sobre la posición angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla utilizando la herramienta para análisis de videos Tracker.

Figura 130. Punto inicial y punto final de la primera etapa de la marcha.



A continuación, en la Tabla 30 se muestran los datos que corresponden a la posición y velocidad angular de las articulaciones durante el inicio de la marcha. Además, los resultados que muestran la posición angular de la cadera y la rodilla durante esta etapa se pueden observar en la Figura 131 y Figura 132 respectivamente.

Tabla 30. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de inicio de la marcha.

% Etapa	Cadera derecha		Rodilla derecha		Cadera izquierda		Rodilla izquierda	
	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)
0%	-0.990	0.000	9.144	0.000	-0.990	0.000	9.144	0.000
5%	-0.901	0.037	9.761	0.258	-1.088	-0.041	9.761	0.258
11%	-0.882	0.008	10.783	0.428	-1.198	-0.046	10.282	0.218
16%	-0.532	0.147	12.302	0.636	-1.368	-0.071	10.582	0.126
21%	-0.198	0.140	15.346	1.275	-1.385	-0.007	10.660	0.033
26%	0.592	0.331	19.205	1.617	-1.398	-0.005	11.202	0.227
32%	2.502	0.800	24.563	2.244	-1.758	-0.151	11.693	0.206
37%	4.504	0.839	29.391	2.022	-2.089	-0.139	12.311	0.259
42%	6.313	0.758	33.497	1.720	-2.980	-0.373	12.750	0.184
47%	8.108	0.752	35.039	0.646	-3.290	-0.130	13.252	0.210
53%	9.731	0.679	35.373	0.140	-4.014	-0.303	13.621	0.155
58%	11.594	0.780	34.540	-0.349	-4.185	-0.072	13.712	0.038
63%	13.701	0.882	32.501	-0.854	-4.178	0.003	13.986	0.115
68%	16.046	0.983	30.451	-0.859	-4.281	-0.043	14.750	0.320
74%	18.113	0.866	28.247	-0.923	-4.860	-0.242	14.766	0.007
79%	19.567	0.609	24.360	-1.628	-5.088	-0.095	14.975	0.088
84%	20.386	0.343	23.785	-0.241	-6.123	-0.434	15.583	0.255
89%	20.869	0.203	20.481	-1.384	-6.898	-0.325	15.894	0.130
95%	20.996	0.053	16.791	-1.546	-7.901	-0.420	16.281	0.162
100%	20.767	-0.096	11.395	-2.260	-8.799	-0.376	16.881	0.251

Figura 131. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior derecha durante la etapa de inicio de la marcha.

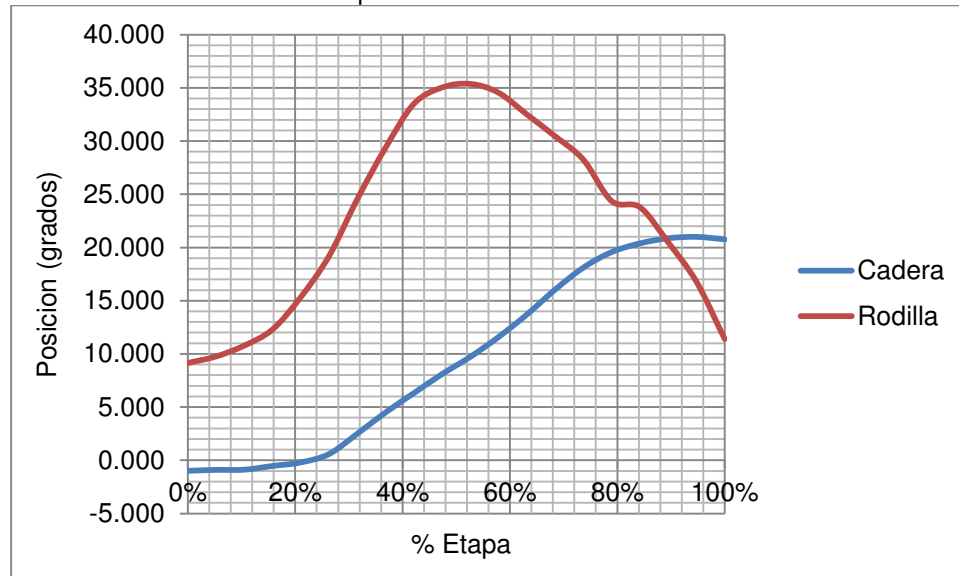
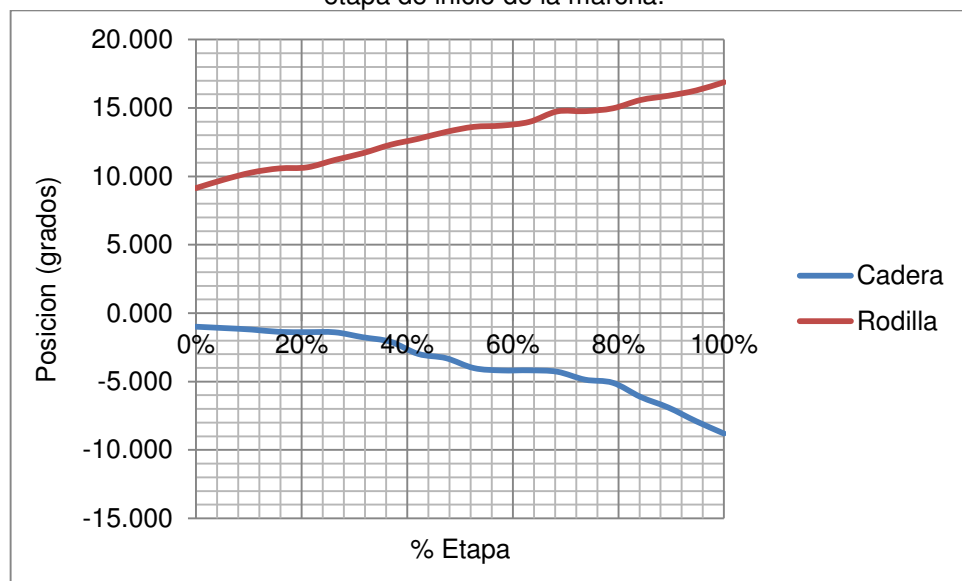


Figura 132. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior izquierda durante la etapa de inicio de la marcha.



2. Ciclo de marcha. Se definió el punto inicial de la etapa como el momento en el que el talón del pie hace contacto inicial con el suelo. Luego, se definió el punto final de la etapa como el momento en el que el talón del pie hace un segundo contacto con el suelo. Estos puntos de referencia se pueden observar cuando el sujeto de pruebas los realiza en la Figura 133. Una vez definidos los puntos, se obtuvieron los datos sobre la posición angular de las articulaciones mediante el análisis de videos con la herramienta Tracker.

Figura 133. Punto inicial y punto final de la segunda etapa de la marcha.



A continuación, en la Tabla 31 a la Tabla 33 se muestran los datos que corresponden a la posición y velocidad angular de las articulaciones durante el ciclo de marcha. Adicionalmente, los resultados que muestran la posición angular de la cadera y la rodilla durante esta etapa se pueden observar en la Figura 134 y Figura 135 respectivamente.

Tabla 31. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de ciclo de la marcha (Parte 1).

% Etapa	Cadera derecha		Rodilla derecha		Cadera izquierda		Rodilla izquierda	
	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)
0%	20.344	-0.185	9.112	-0.996	-9.797	-0.435	17.217	0.147
2%	19.822	-0.219	8.944	-0.070	-10.141	-0.144	18.282	0.446
3%	19.327	-0.207	10.110	0.488	-10.487	-0.145	19.272	0.415
5%	18.472	-0.358	11.153	0.437	-10.603	-0.048	20.432	0.486
7%	16.508	-0.823	10.855	-0.125	-10.648	-0.019	21.627	0.501
8%	14.684	-0.764	11.025	0.071	-10.495	0.064	24.111	1.041
10%	12.949	-0.727	11.625	0.251	-9.938	0.233	27.605	1.463
12%	10.807	-0.897	10.859	-0.321	-8.005	0.810	32.693	2.131
14%	8.686	-0.889	10.315	-0.228	-5.495	1.051	39.118	2.691
15%	6.906	-0.745	10.209	-0.044	-2.247	1.361	46.032	2.896
17%	5.300	-0.673	9.988	-0.092	0.969	1.347	52.495	2.707
19%	3.796	-0.630	9.600	-0.162	3.828	1.197	56.893	1.842
20%	2.361	-0.601	8.791	-0.339	6.695	1.201	57.960	0.447
22%	1.218	-0.479	8.230	-0.235	9.139	1.024	54.521	-1.441
24%	0.643	-0.240	8.438	0.087	11.962	1.182	50.493	-1.687
25%	0.497	-0.062	8.871	0.181	15.211	1.361	47.653	-1.190
27%	0.081	-0.174	9.301	0.180	18.593	1.417	41.988	-2.373
29%	-0.527	-0.255	9.302	0.000	21.319	1.142	38.780	-1.344
31%	-1.455	-0.389	9.160	-0.059	23.323	0.839	34.893	-1.628
32%	-1.757	-0.127	9.348	0.079	24.784	0.612	30.368	-1.895
34%	-2.162	-0.169	9.624	0.116	25.317	0.224	25.459	-2.056
36%	-2.549	-0.162	10.270	0.270	25.284	-0.014	20.898	-1.911
37%	-2.733	-0.077	11.267	0.418	25.044	-0.100	16.509	-1.838
39%	-3.043	-0.130	11.879	0.256	24.319	-0.304	12.977	-1.479

Tabla 32. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de ciclo de la marcha (Parte 2).

% Etapa	Cadera derecha		Rodilla derecha		Cadera izquierda		Rodilla izquierda	
	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)
41%	-3.687	-0.270	12.648	0.322	23.488	-0.348	10.933	-0.856
42%	-4.571	-0.370	12.964	0.132	22.852	-0.267	10.055	-0.368
44%	-5.412	-0.352	13.495	0.223	22.040	-0.340	10.850	0.333
46%	-6.133	-0.302	14.172	0.283	20.896	-0.479	10.492	-0.150
47%	-6.672	-0.226	14.786	0.258	20.344	-0.231	9.112	-0.578
49%	-7.383	-0.298	15.419	0.265	19.822	-0.219	8.944	-0.070
51%	-8.527	-0.479	15.867	0.187	19.327	-0.207	10.110	0.488
53%	-9.236	-0.297	16.488	0.260	18.472	-0.358	11.153	0.437
54%	-9.797	-0.235	17.217	0.305	16.508	-0.823	10.855	-0.125
56%	-10.141	-0.144	18.282	0.446	14.684	-0.764	11.025	0.071
58%	-10.487	-0.145	19.272	0.415	12.949	-0.727	11.625	0.251
59%	-10.603	-0.048	20.432	0.486	10.807	-0.897	10.859	-0.321
61%	-10.648	-0.019	21.627	0.501	8.686	-0.889	10.315	-0.228
63%	-10.495	0.064	24.111	1.041	6.906	-0.745	10.209	-0.044
64%	-9.938	0.233	27.605	1.463	5.300	-0.673	9.988	-0.092
66%	-8.005	0.810	32.693	2.131	3.796	-0.630	9.600	-0.162
68%	-5.495	1.051	39.118	2.691	2.361	-0.601	8.791	-0.339
69%	-2.247	1.361	46.032	2.896	1.218	-0.479	8.530	-0.109
71%	0.969	1.347	52.495	2.707	0.643	-0.240	8.438	-0.038
73%	3.828	1.197	56.893	1.842	0.497	-0.062	8.871	0.181
75%	6.695	1.201	57.960	0.447	0.081	-0.174	8.973	0.043
76%	9.139	1.024	58.080	0.050	-0.055	-0.057	9.004	0.013
78%	11.962	1.182	52.349	-2.401	-0.516	-0.193	9.171	0.070
80%	15.211	1.361	46.694	-2.368	-1.466	-0.398	9.302	0.055

Tabla 33. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de ciclo de la marcha (Parte 3).

% Etapa	Cadera derecha		Rodilla derecha		Cadera izquierda		Rodilla izquierda	
	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)
81%	18.593	1.417	39.808	-2.884	-2.025	-0.234	9.348	0.019
83%	21.319	1.142	34.645	-2.163	-2.848	-0.345	9.624	0.116
85%	23.323	0.839	30.430	-1.766	-3.676	-0.347	9.906	0.118
86%	24.784	0.612	26.000	-1.856	-4.147	-0.197	10.409	0.211
88%	25.317	0.224	20.769	-2.191	-4.266	-0.050	10.905	0.208
90%	25.284	-0.014	18.061	-1.135	-4.775	-0.213	11.150	0.103
92%	25.044	-0.100	16.375	-0.706	-5.052	-0.116	11.575	0.178
93%	24.319	-0.304	15.463	-0.382	-5.668	-0.258	12.065	0.205
95%	23.488	-0.348	14.581	-0.370	-5.837	-0.071	12.530	0.195
97%	22.852	-0.267	14.089	-0.206	-6.448	-0.256	13.509	0.410
98%	22.040	-0.340	13.072	-0.426	-6.709	-0.109	13.949	0.184
100%	20.896	-0.479	12.254	-0.343	-6.695	0.006	14.318	0.155

Figura 134. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior derecha durante la etapa de ciclo de marcha.

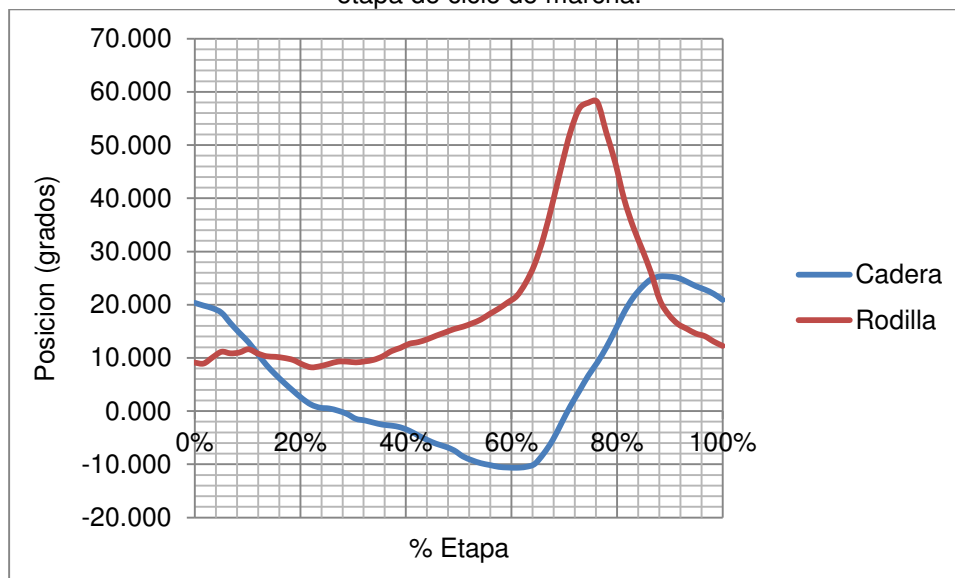
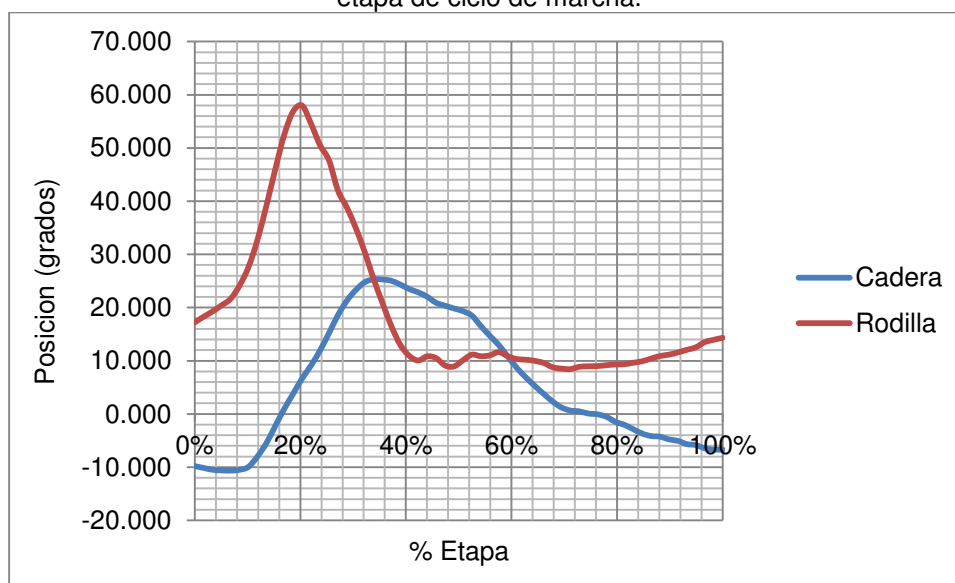


Figura 135. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior izquierda durante la etapa de ciclo de marcha.



3. **Terminación de la marcha.** Se definió el punto inicial de la etapa como el momento en el que el talón del pie hace contacto con el suelo. Luego, se definió el punto final de la etapa como el momento en el que el sujeto de pruebas alinea sus pies sobre el suelo y termina completamente su movimiento. En la Figura 136 se puede observar al sujeto de pruebas en el momento en el que se encuentra en estas posiciones. Finalmente, definidos los puntos de referencia se obtuvieron los datos sobre la posición angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla por medio del análisis de videos realizado con la herramienta Tracker.

Figura 136. Punto inicial y punto final de la tercera etapa de la marcha.



A continuación, en la Tabla 34 y Tabla 35 se muestran los datos correspondientes a la posición y velocidad angular de las articulaciones durante el inicio de la marcha. Además, los resultados que muestran la posición angular de la cadera y la rodilla durante esta etapa se pueden observar en la Figura 137 y Figura 138 respectivamente.

Tabla 34. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de terminación de la marcha (Parte 1).

% Etapa	Cadera derecha		Rodilla derecha		Cadera izquierda		Rodilla izquierda	
	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)
0%	20.433	-0.194	11.788	-0.195	-7.049	-0.148	14.603	0.119
3%	19.550	-0.370	11.039	-0.314	-7.393	-0.144	14.791	0.079
5%	18.851	-0.293	10.293	-0.313	-7.233	0.067	14.791	0.000
8%	18.262	-0.247	10.056	-0.099	-7.791	-0.234	14.881	0.038
10%	17.409	-0.358	10.249	0.081	-8.468	-0.284	15.522	0.269
13%	16.594	-0.341	10.426	0.074	-9.143	-0.283	15.458	-0.027
15%	16.281	-0.131	10.557	0.055	-8.867	0.116	16.055	0.250
18%	16.075	-0.086	10.708	0.063	-8.677	0.080	16.941	0.371
21%	15.428	-0.271	11.063	0.148	-8.858	-0.076	18.001	0.444
23%	14.802	-0.262	11.298	0.098	-8.835	0.010	19.516	0.635
26%	13.851	-0.398	11.605	0.129	-8.722	0.047	21.355	0.770
28%	13.354	-0.208	12.138	0.223	-8.594	0.053	23.162	0.757
31%	12.555	-0.334	12.182	0.018	-8.585	0.004	25.950	1.168
33%	12.061	-0.207	12.199	0.007	-8.275	0.130	29.361	1.429
36%	11.962	-0.042	12.693	0.207	-7.470	0.337	33.642	1.793
39%	10.899	-0.445	11.703	-0.414	-6.430	0.435	40.152	2.727
41%	9.883	-0.426	11.268	-0.182	-4.519	0.801	48.259	3.396
44%	9.826	-0.024	10.968	-0.126	-1.802	1.138	54.447	2.592
46%	8.596	-0.516	10.959	-0.004	2.293	1.715	58.054	1.511
49%	7.927	-0.280	11.236	0.116	6.026	1.564	58.403	0.146
51%	7.374	-0.231	11.049	-0.079	9.552	1.477	56.809	-0.668
54%	7.014	-0.151	11.044	-0.002	12.286	1.145	50.290	-2.730
56%	7.369	0.149	10.783	-0.109	14.443	0.904	43.463	-2.860
59%	6.850	-0.218	10.565	-0.091	15.701	0.527	39.511	-1.655

Tabla 35. Posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la etapa de terminación de la marcha (Parte 2).

% Etapa	Cadera derecha		Rodilla derecha		Cadera izquierda		Rodilla izquierda	
	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)	Posición (grados)	Velocidad (rad/s)
61%	6.771	-0.033	10.374	-0.080	16.692	0.415	34.034	-2.294
64%	6.306	-0.195	10.360	-0.006	17.162	0.197	30.251	-1.585
67%	6.121	-0.077	10.125	-0.099	17.021	-0.059	27.888	-0.990
69%	5.903	-0.091	10.017	-0.045	16.333	-0.288	25.092	-1.171
72%	5.552	-0.147	9.898	-0.050	15.227	-0.463	21.326	-1.578
74%	5.209	-0.144	9.796	-0.042	13.262	-0.823	17.266	-1.700
77%	4.180	-0.431	9.465	-0.139	11.251	-0.842	15.708	-0.653
79%	3.984	-0.082	9.160	-0.128	9.470	-0.746	13.850	-0.778
82%	3.610	-0.157	8.715	-0.186	8.472	-0.418	12.452	-0.586
85%	3.306	-0.127	8.645	-0.029	7.750	-0.302	10.914	-0.644
87%	3.208	-0.041	8.626	-0.008	6.941	-0.339	9.796	-0.468
90%	3.076	-0.055	8.571	-0.023	5.969	-0.407	9.160	-0.267
92%	3.053	-0.010	8.243	-0.138	4.673	-0.543	8.571	-0.246
95%	2.847	-0.086	8.036	-0.087	3.984	-0.288	8.243	-0.138
97%	2.260	-0.246	7.945	-0.038	3.053	-0.390	7.945	-0.125
100%	2.252	-0.004	7.738	-0.090	2.252	-0.350	7.738	-0.090

Figura 137. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior derecha durante la etapa de terminación de la marcha.

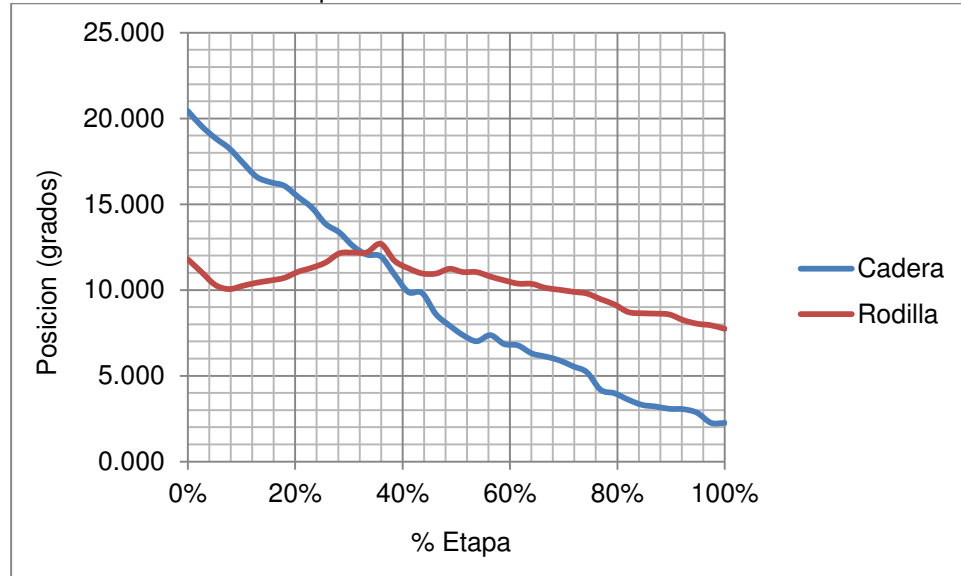
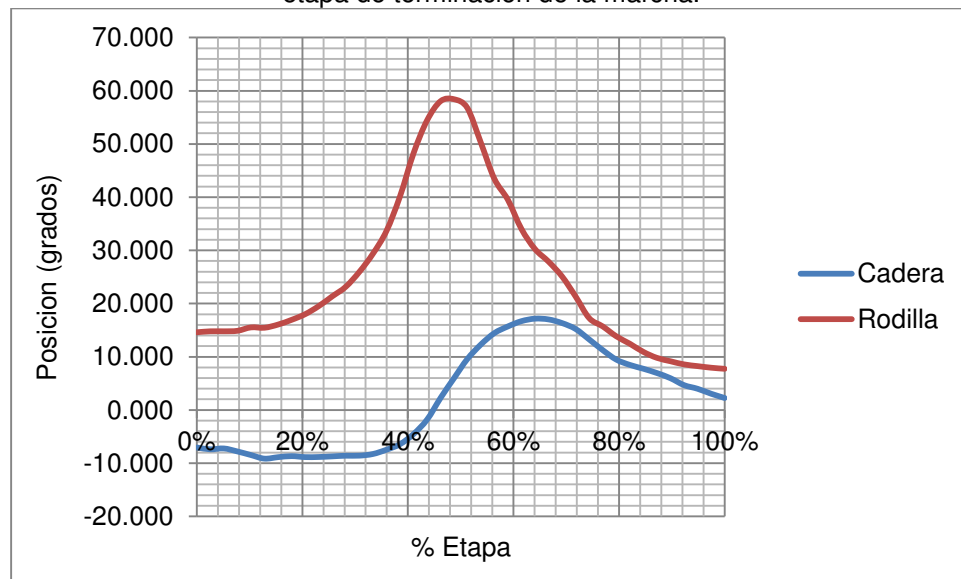


Figura 138. Posición angular de las articulaciones de la extremidad inferior izquierda durante la etapa de terminación de la marcha.



C. Discusión

El objetivo de este experimento fue diseñar las rutinas que definen el movimiento de los motores que desempeñan el papel de las articulaciones de la cadera y la rodilla en la estructura que se desarrolló. Estas rutinas representan la parte central del algoritmo de control que se logró diseñar e implementar. El algoritmo inicia con una señal de activación que brinda el módulo de electromiografía o el módulo de recolección de energía. Luego, dependiendo del comando que se recibe, el algoritmo decide entre una de las tres rutinas diseñadas (inicio de la marcha, ciclo de

marcha o terminación de la marcha). Finalmente, el algoritmo se encarga de transmitir la tabla con las posiciones y velocidades angulares que corresponden a los motores seleccionados por el módulo de potencia.

La marcha de una persona representa un proceso natural que le permite trasladarse de un lugar a otro. Para obtener un modelo simple que represente la marcha, fue necesario identificar las etapas básicas que la componen. Esta es la razón por la que se decidió dividir la marcha de la persona en tres etapas: inicio de la marcha, ciclo normal de marcha y terminación de la marcha. El punto inicial y final de cada etapa forman parte del diseño de las rutinas y se encuentran definidos en la sección de Resultados de este mismo capítulo.

Es importante mencionar que por los resultados obtenidos durante la etapa de recolección de datos, se decidió trabajar con la herramienta de Tracker para la determinación de las posiciones angulares requeridas para cada rutina. Además, para que la velocidad lineal del sujeto de pruebas no fuera un factor influyente en las posiciones angulares de las articulaciones de interés, se tomó la decisión de trabajar en una caminadora de banda y así hacer que el sujeto de pruebas mantuviera una velocidad constante. Se grabaron los videos que posteriormente fueron analizados por medio de Tracker. Debido a que las rutinas que se pretenden diseñar controlan el movimiento de la estructura completa, esta vez fue necesario analizar el movimiento en las dos extremidades inferiores del sujeto de pruebas. Esto representó cierto grado de dificultad al momento de sincronizar los videos en Tracker y así tener mediciones correctas.

Una vez analizados los videos, los datos medidos se exportaron a Excel. La Tabla 30 muestra las posiciones angulares de las articulaciones de la cadera y la rodilla para la etapa de inicio de la marcha. De la Tabla 31 a la Tabla 33 se muestran los datos correspondientes a la etapa de ciclo de marcha. Finalmente, en la Tabla 34 y Tabla 35 se presentan los valores para la etapa de terminación de la marcha. Es importante mencionar que además de la posición angular de las articulaciones, se requiere conocimiento sobre la velocidad angular de las mismas. La razón de esto es que para controlar el movimiento de los motores con los que se trabajó, el comando debe incluir tanto la posición a la que se quiere mover el motor como la velocidad a la que se desea mover. La velocidad angular se calculó utilizando el cambio de posición y el tiempo en el que se tomó cada muestra. Los resultados se pueden observar en las mismas tablas que contienen la información sobre la posición angular.

Con el fin de obtener resultados que se pudieran comparar visualmente con resultados de otros autores, se decidió obtener la gráfica de la posición de cada articulación en función del porcentaje completado de cada etapa. Esto se debe a que obtener las gráficas en función del tiempo no es práctico, ya que la velocidad lineal a la que se camina puede variar dependiendo de las necesidades del investigador o del estudio realizado. La Figura 131 y Figura 132 muestran las gráficas correspondientes a la etapa de inicio de la marcha para ambas extremidades inferiores. En

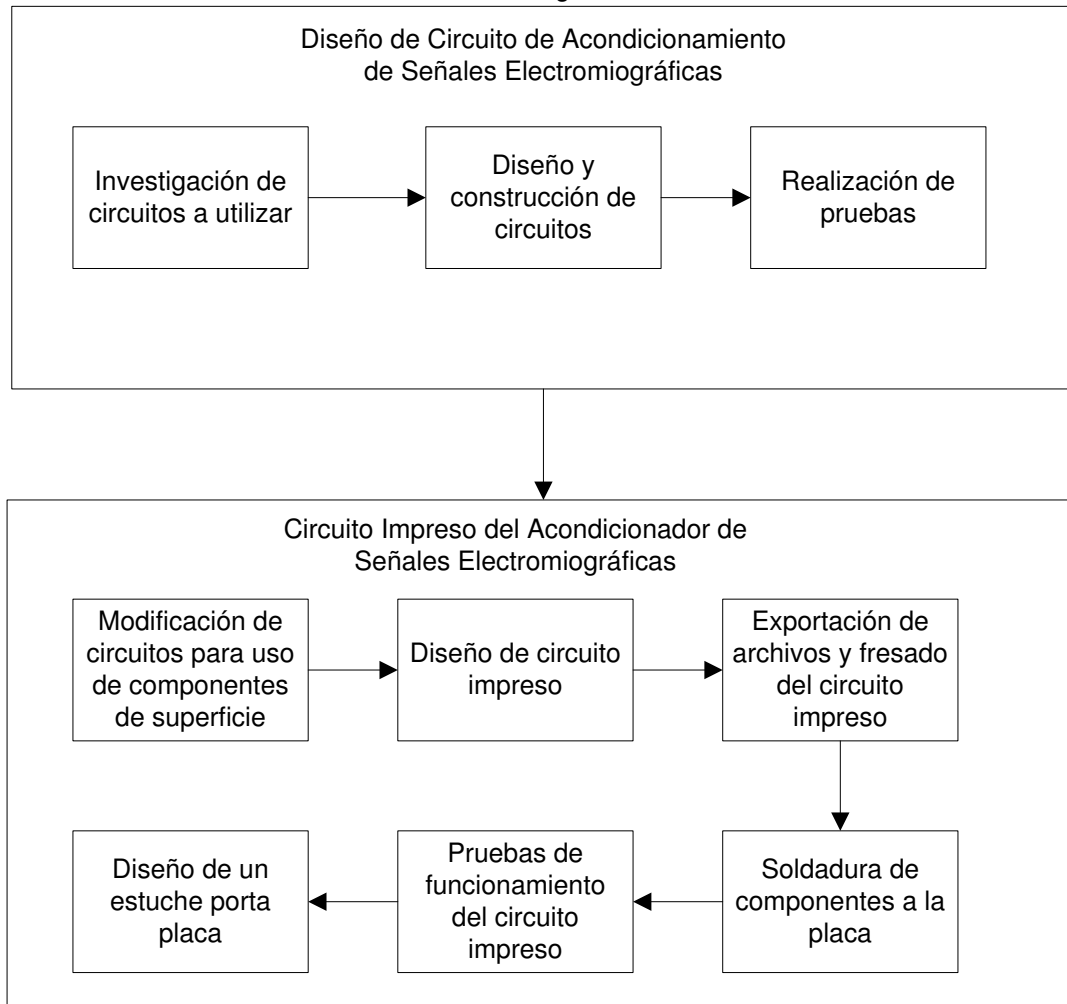
estas gráficas se puede observar que únicamente la pierna que se encarga de dar el paso inicial tiene un movimiento significativo durante la etapa.

En la Figura 134 y Figura 135 se pueden observar las gráficas que corresponden a la etapa de ciclo de marcha para ambas extremidades inferiores del sujeto de pruebas. En la Figura 25 del Marco Teórico, se muestra el movimiento de las articulaciones durante el ciclo de marcha de niños de 7 años según los autores Ganley y Powers (Ganley & Powers, 2003). Si se compara esta gráfica con las obtenidas en el experimento, se puede observar similitud a lo largo de la etapa del ciclo de marcha, lo cual da validez a la rutina diseñada. Finalmente, la Figura 137 y Figura 138 representan las gráficas correspondientes a la etapa de terminación de la marcha. En estas gráficas se puede observar que únicamente la pierna que da el paso final tiene un movimiento significativo durante esta etapa, mientras que la otra pierna se encarga únicamente de dar soporte al cuerpo.

X. ACONDICIONADOR DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

A. Diseño

Figura 139. Diagrama de flujo del diseño del experimento de acondicionamiento de señales electromiográficas.

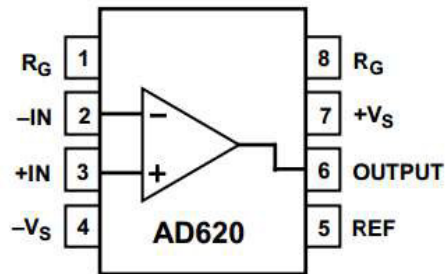


1. Diseño del circuito de acondicionamiento de señales electromiográficas

a. Investigación de circuitos a utilizar. Para iniciar se realizó una detallada investigación sobre las señales electromiográficas y sus características. Luego se investigó acerca de los circuitos utilizados para la preamplificación, filtrado y rectificación de estas señales. Concluida la investigación se seleccionó el amplificador de instrumentación AD620 de Analog

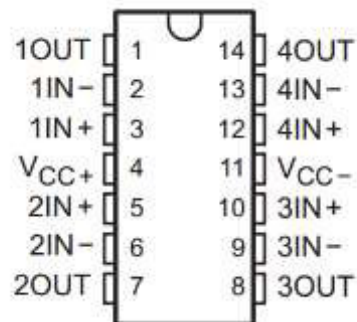
Devices (Figura 140) y los amplificadores operacionales JFET TL084 y TL082 (Figura 141 y Figura 142 respectivamente) de Texas Instruments para la fase de amplificación, filtros RC de primer orden para implementar un filtro pasa banda y el circuito de rectificación de onda completa que se muestra en la Figura 147.

Figura 140. Diagrama del amplificador de instrumentación AD620.



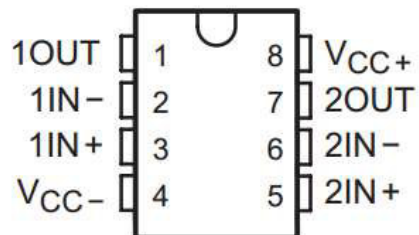
(Analog Devices, 2011)

Figura 141. Diagrama del amplificador operacional JFET TL084.



(Texas Instruments, 2004)

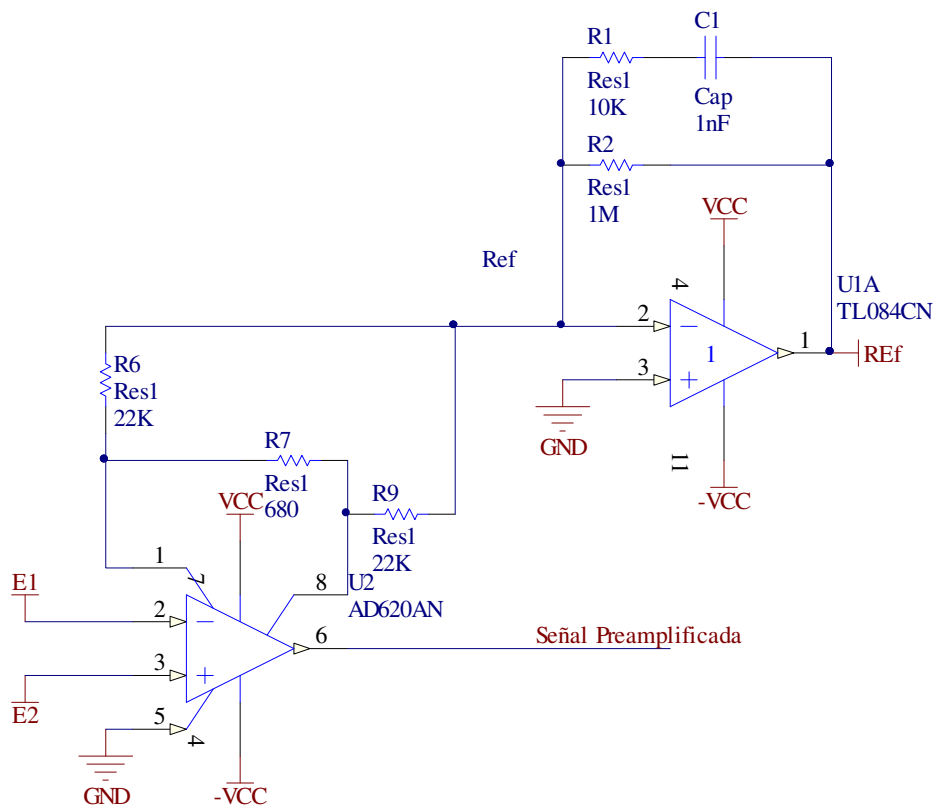
Figura 142. Diagrama del amplificador operacional JFET TL082.



(Texas Instruments, 2004)

b. Diseño y construcción de circuito acondicionador. Se construyó en protoboard el circuito del amplificador de instrumentación AD620 utilizando el diagrama presentado en su hoja de datos para monitores de electrocardiogramas (Figura 143). Se utilizó uno de los amplificadores operacionales del circuito integrado TL084.

Figura 143. Configuración del amplificador de instrumentación AD620 para monitoreo de señales electromiográficas.

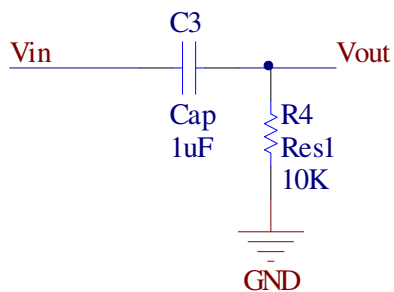


(Analog Devices, 2011)

Se diseñó un filtro pasa alta RC de primer orden con frecuencia de corte de 20Hz utilizando la ecuación 1, éste se muestra a continuación en la Figura 144, utilizando valores de componentes comerciales.

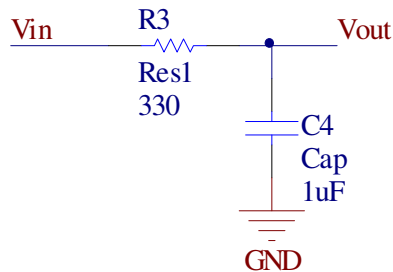
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

Figura 144. Filtro pasa alta RC con frecuencia de corte de 16Hz utilizando componentes de valores comerciales.



Se diseñó un filtro pasa baja RC de primer orden con frecuencia de corte de 500Hz utilizando la Ecuación No. 1. Su diagrama se muestra en la Figura 145, utilizando valores de componentes comerciales.

Figura 145. Filtro pasa baja RC con frecuencia de corte de 482 Hz haciendo uso de componentes comerciales.



- En protoboard se construyó el filtro pasa alta y el filtro pasa baja y se comprobó el correcto funcionamiento de ambos.
- Se diseñó un amplificador no inversor con ganancia 100 utilizando amplificadores operacionales
- Se construyó el circuito amplificador no inversor (Figura 146) en protoboard utilizando el amplificador operacional TL084.
- Se construyó el circuito rectificador de onda completa en el protoboard que se muestra en la Figura 147
- Se diseñó un filtro pasa baja de segundo orden con frecuencia de corte de 2Hz para ser utilizado como filtro suavizador usando un amplificador operacional TL082 de Texas Instruments.
- Se modificaron los valores de componentes del filtro pasa baja para utilizar valores de componentes comerciales.
- Se construyó el filtro pasa baja (Figura 148) utilizado como suavizador en protoboard.
- Se diseñó un amplificador no inversor con ganancia de 2.5 utilizando un amplificador operacional TL082.
- Se construyó el amplificador no inversor con ganancia de 2.5 en el protoboard.
- Se interconectaron todas las etapas construidas por individual como se muestra en la Figura 149.

Figura 146. Amplificador no inversor con ganancia 100.

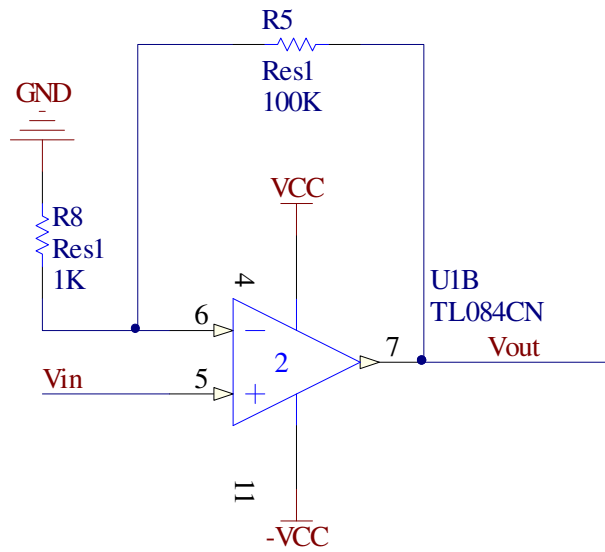


Figura 147. Circuito rectificador de onda completa.

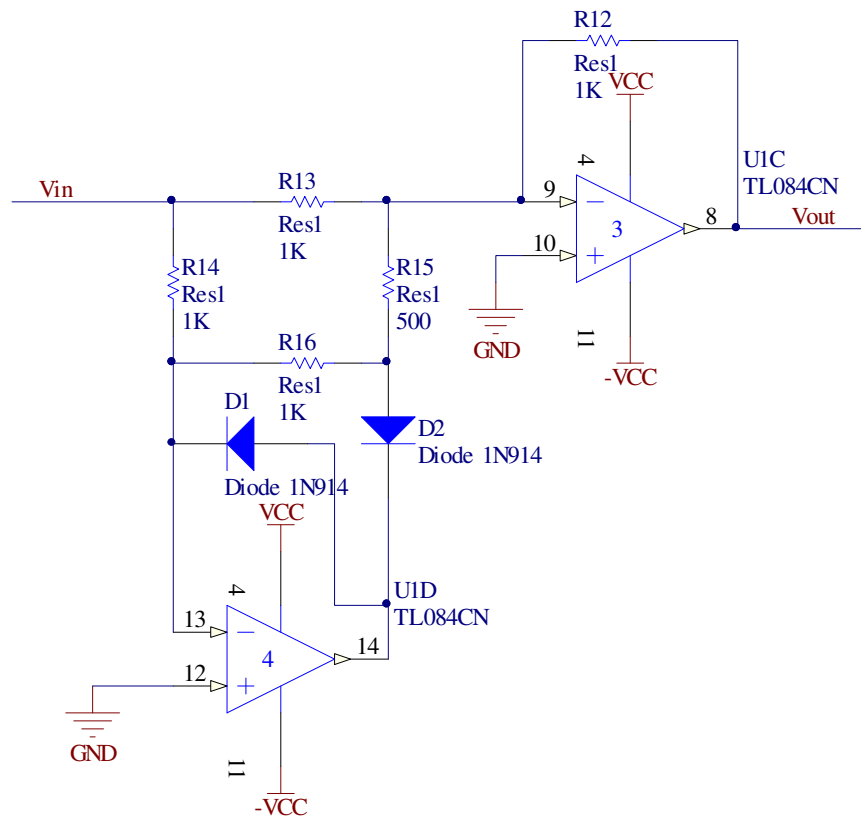


Figura 148. Circuito suavizador usando un filtro pasa baja de segundo orden con frecuencia de corte de 2Hz.

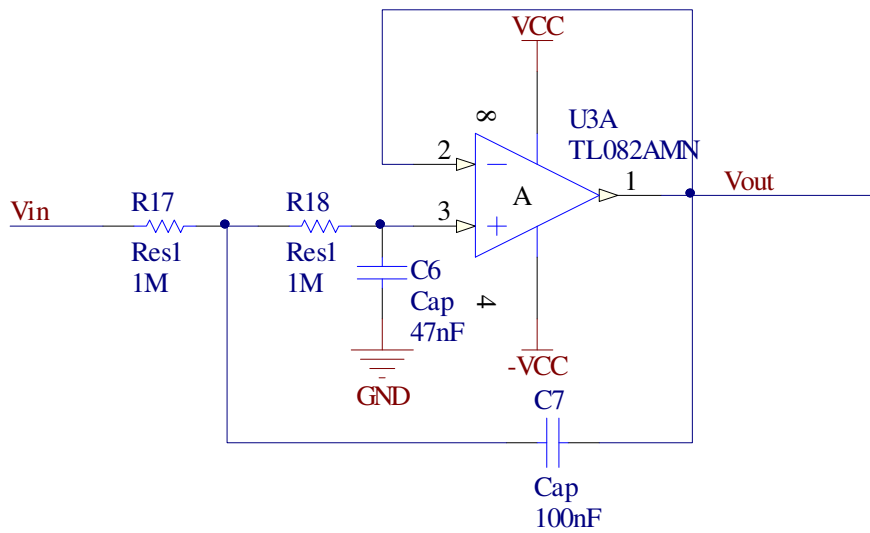
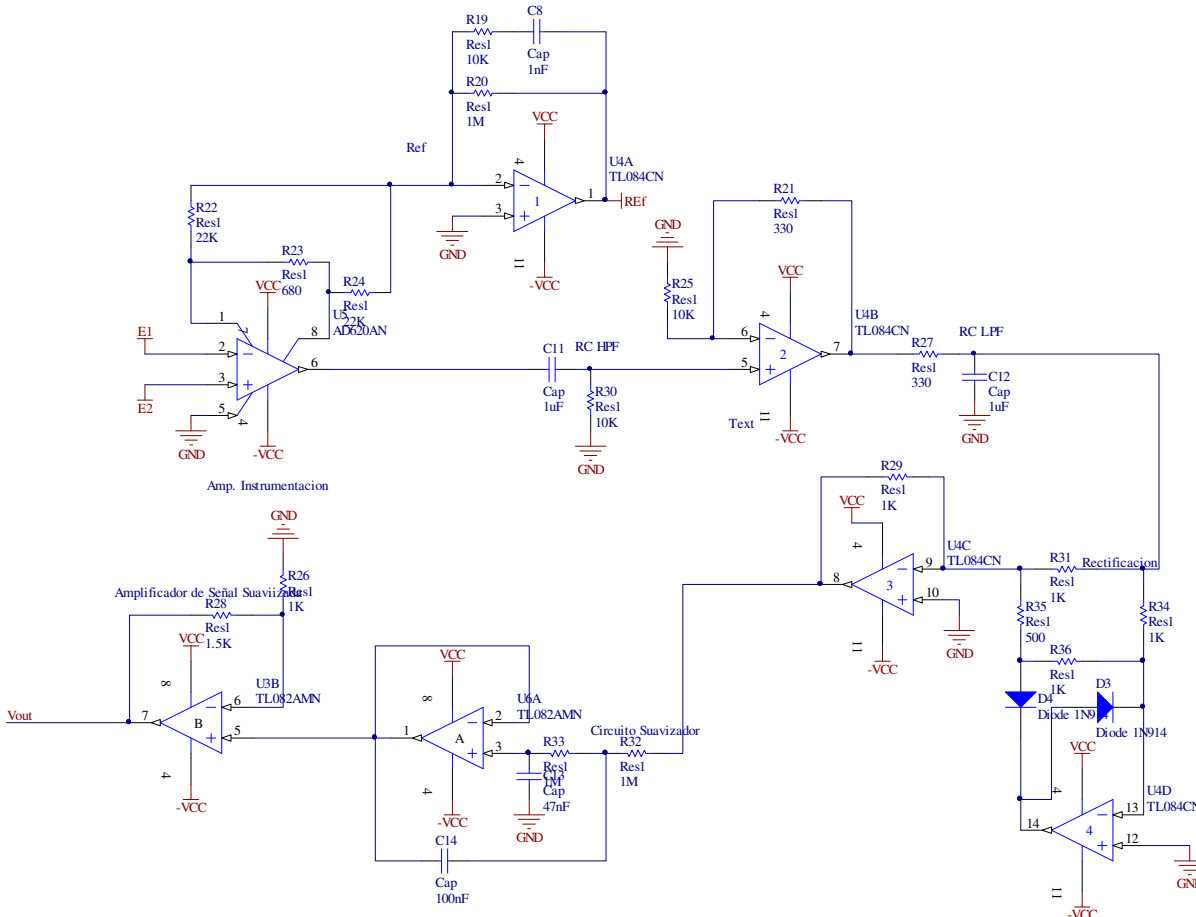


Figura 149. Diagrama de interconexión de los circuitos de cada una de las etapas.



c. Pruebas de funcionamiento del circuito. Se realizaron pruebas en la salida de cada una de las fases para comprobar el funcionamiento correcto del circuito. Posteriormente se probó el circuito completo para detectar señales electromiográficas de las contracciones realizadas en el antebrazo.

2. Circuito impreso del acondicionador de señales electromiográficas

a. Modificación de circuitos para el uso de componentes de superficie. Se realizó una búsqueda de componentes equivalentes a los utilizados en los circuitos construidos en protoboard. Luego de esto se realizaron modificaciones en el esquemático sustituyendo los componentes equivalentes.

b. Diseño de circuito impreso para acondicionador de señales electromiográficas

– En el software Altium Designer Summer 09 se creó un nuevo proyecto de PCB (PCB Project) al cual se añadió un archivo de esquemático (Schematic).

– Se elaboró el esquemático del acondicionador de señales electromiográficas

– Se asignaron los footprints correctos a cada uno de los componentes del circuito.

– Utilizando la herramienta PCB Board Wizard se creó un archivo PCB con las características siguientes:

- Sistema métrico: Imperial
- Tamaño : Personalizado de 2000 mil por 2000 mil (2 in por 2 in)
- Estilo de Vía: A través de agujero
- Tamaño mínimo de pista: 12 mil
- Tamaño de vía: 40 mil
- Tamaño de agujero de vía: 25 mil
- Clearance: 10 mil

– Se importaron los componentes del esquemático al PCB.

– Los componentes se colocaron de manera que se facilitara el ruteo.

– Se utilizó la función de ruteo automático en la Top Layer y las conexiones no realizadas se hicieron por medio de la Bottom Layer.

– Se colocaron textos en la placa para identificar cada una de las entradas y salidas en la placa.

c. Exportación de archivos y fresado de circuito impreso. Se realizó la exportación de archivos gerber de Bottom Layer, Top Layer, Keep Out Layer. y los archivos de los agujeros (NC Drills). En el software CircuitPro, se importaron los archivos gerber generados y se ajustaron las preferencias para realizar el fresado de la placa. Se utilizó el equipo Protomat S103 de la

empresa LPKF para fresar la placa. Luego de fresadas las placas se soldaron los componentes correspondientes.

d. Pruebas de funcionamiento del circuito impreso. Se realizaron pruebas del circuito utilizando señales electromiográficas.

e. Diseño e impresión de un estuche porta placa. Se diseñó la caja en el software Autodesk Inventor Professional. Luego se produjo el estuche utilizando una impresora 3D y el software Repetier v0.8.

B. Resultados

A continuación se muestra el comportamiento del filtro pasa banda constituido por un filtro pasa alta y un filtro pasa baja.

Figura 150. Respuesta de filtro pasa banda RC con frecuencia de corte inferior de 20Hz y superior de 500Hz con una señal de entrada de 250Hz. En amarillo se presenta la señal de entrada y en azul la señal filtrada.

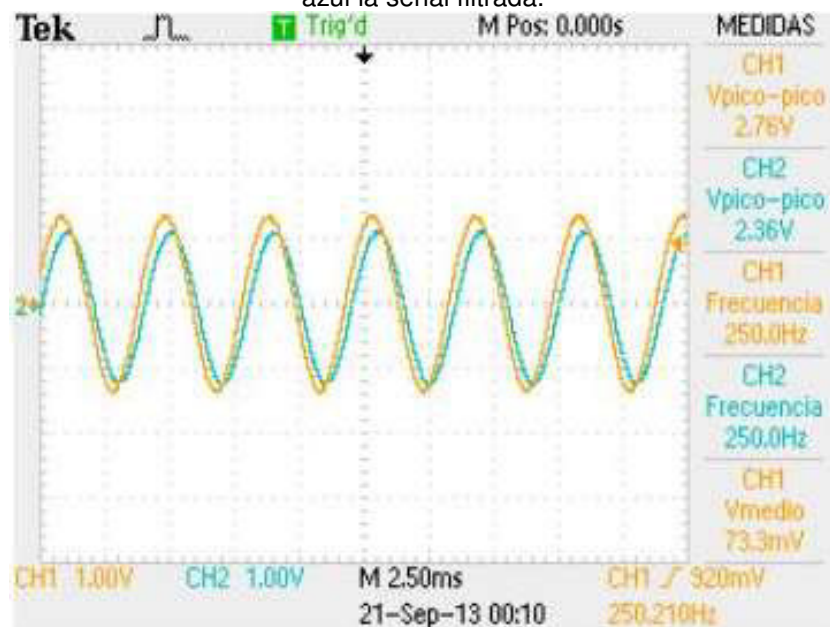
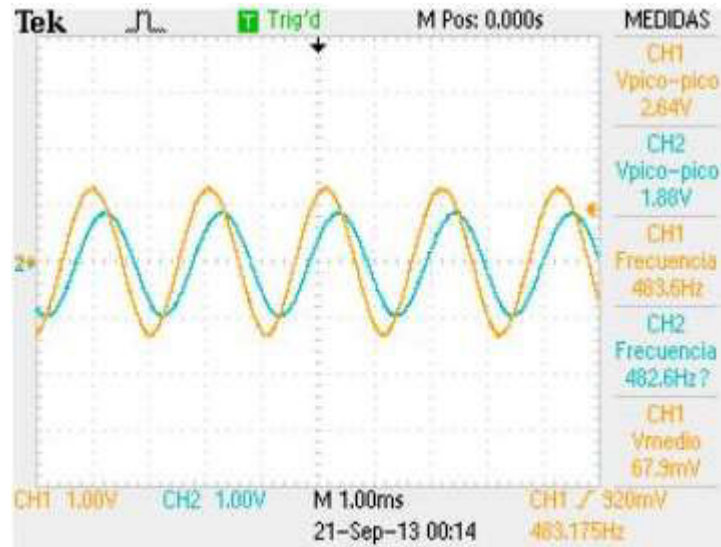
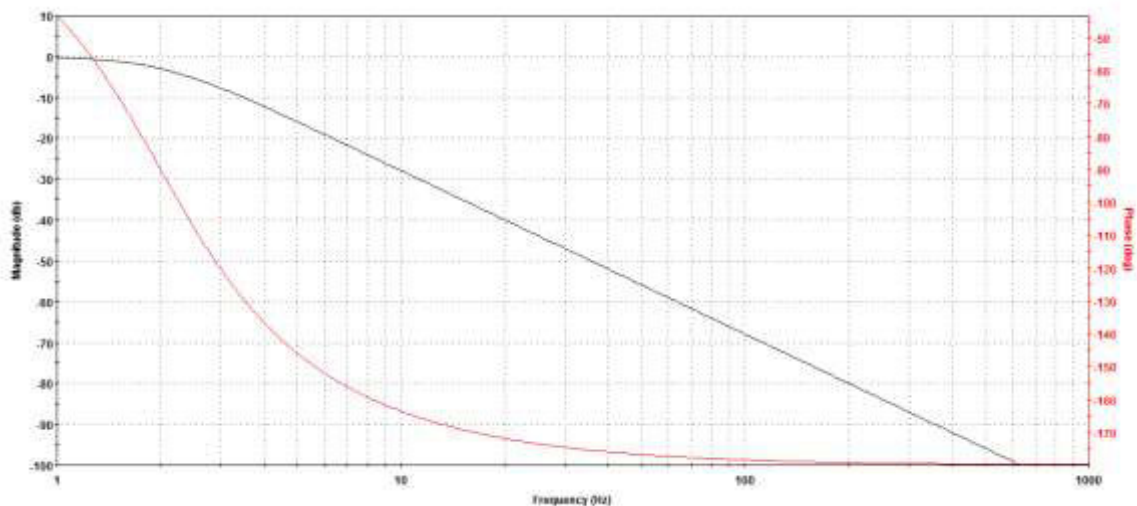


Figura 151. Respuesta de filtro pasa banda RC con frecuencia de corte inferior de 20Hz y superior de 500Hz con una señal de entrada de 482Hz. En amarillo se presenta la señal de entrada y en azul la señal filtrada.



A continuación, en la Figura 152 se muestra el diagrama de Bode de magnitud y fase del filtro pasa baja utilizado como suavizador.

Figura 152. Diagrama de Bode del filtro pasa baja con frecuencia de corte 2Hz utilizando la herramienta FilterLab. En negro se muestra la respuesta en magnitud y en rojo la fase del filtro.



Luego de interconectados los circuitos individuales de cada fase del acondicionador de señales se realizaron pruebas tanto individuales como generales. A continuación se muestran los resultados de cada etapa utilizando una señal sinusoidal con frecuencia de 245Hz y voltaje pico a pico de 200mV como entrada.

Figura 153. Fase de Pre-Amplificación: En amarillo se muestra la señal de entrada con voltaje pico a pico de 200mV y frecuencia de 245Hz (con escala 100mV). En azul se muestra la señal de salida del circuito de pre amplificación (escala en 5V).

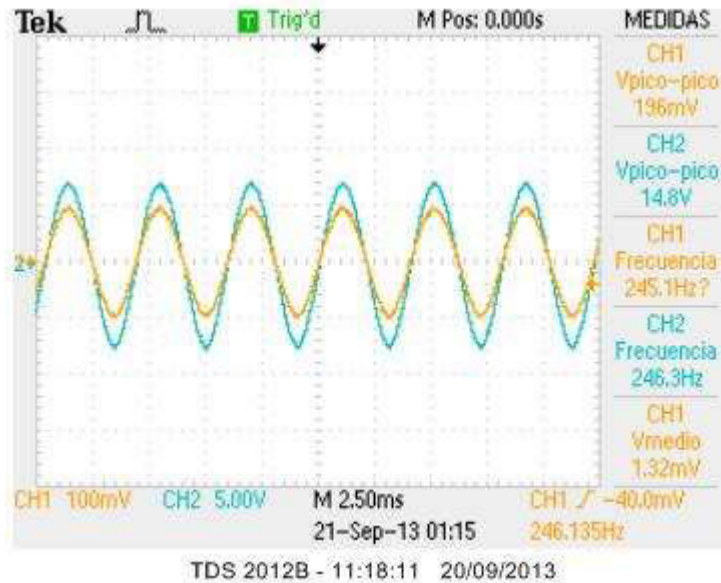


Figura 154. Filtro pasa alta: En amarillo se muestra la señal de salida del amplificador de instrumentación. La salida del filtro pasa alta RC con frecuencia de corte de 20Hz se muestra en azul. Ambas señales con escala a 5V.

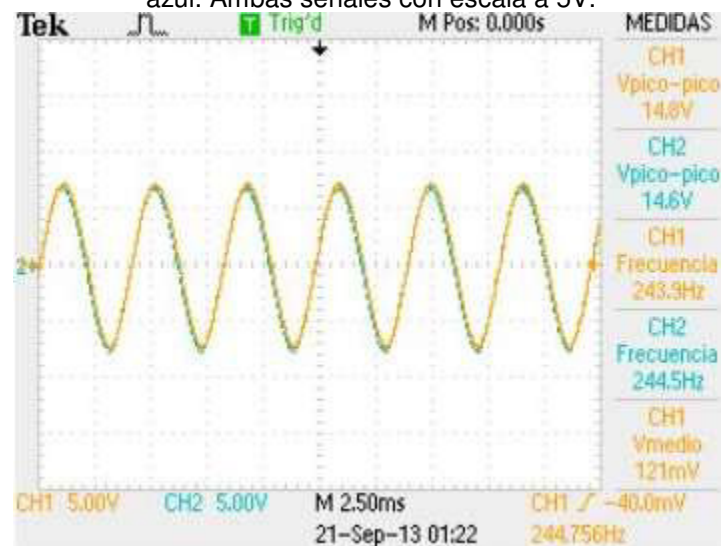


Figura 155. Amplificador con ganancia 10. En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa altas (en escala de 200mV). La salida del de circuito de amplificación se muestra en azul en escala de 2V.

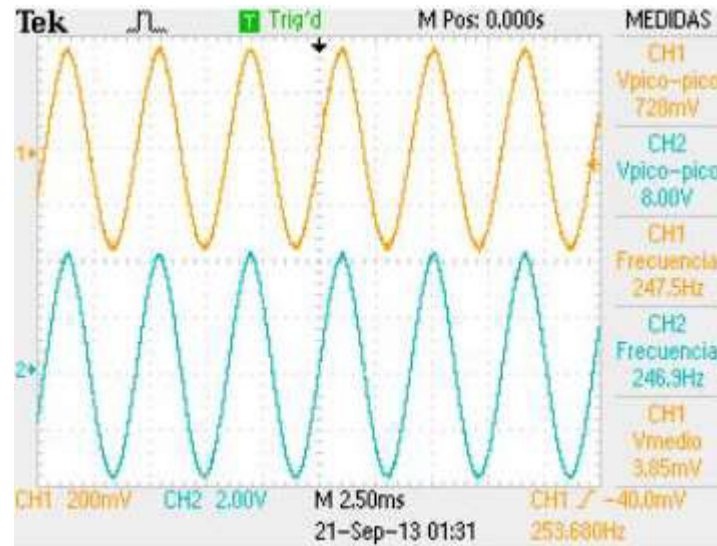


Figura 156. Filtro pasa baja: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito amplificador. La salida del filtro pasa baja RC con frecuencia de corte de 500Hz se muestra en azul.

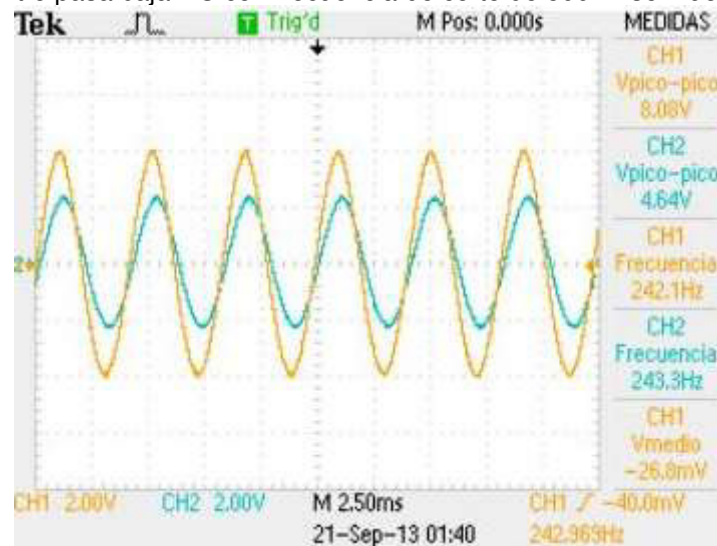


Figura 157. Circuito rectificador: En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa baja. La salida del circuito rectificador se muestra en azul.

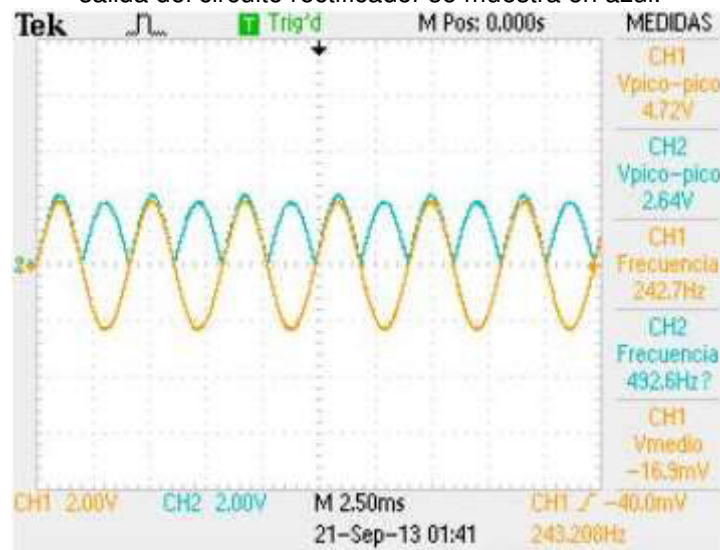
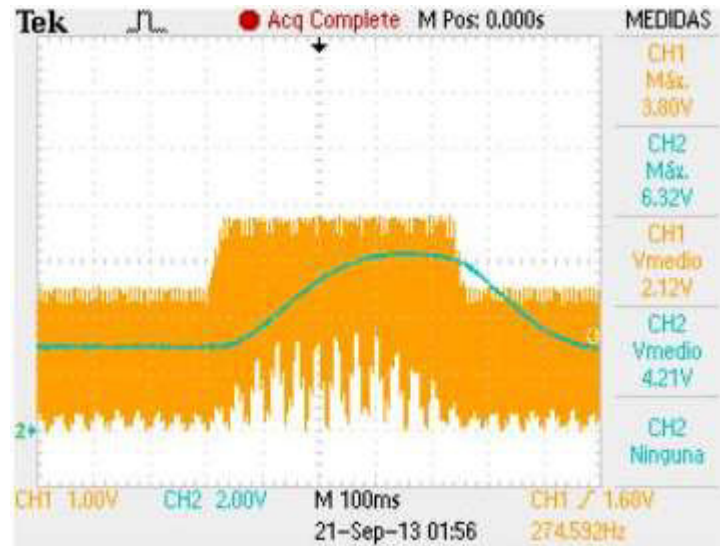


Figura 158. Filtro suavizador: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito rectificador. La salida del filtro suavizador se muestra en azul.



Figura 159. Filtro suavizador modificando la amplitud de la señal de entrada. En amarillo se muestra la señal de salida del circuito rectificador. La salida del filtro suavizador se muestra en azul.



Después de realizar las pruebas con la señal sinusoidal se realizaron pruebas con las señales electromiográficas. Para esto se utilizaron electrodos de superficie de 24mm (Figura 160) con sus conectores respectivos (Figura 161). Los electrodos se colocaron en una configuración bipolar sobre el músculo flexor radial del carpo y el electrodo de referencia en la muñeca. En la Figura 162 se observa su colocación.

Figura 160. Electrodos de superficie de 24mm.



Figura 161. Electrodo de superficie con conectores.



Figura 162. Conexión de electrodos al músculo de antebrazo.



Los electrodos fueron conectados como entradas al circuito acondicionador. A continuación se muestran los resultados obtenidos en cada una de las fases.

Figura 163. Circuito de preamplificación y filtro pasa alta: En amarillo se muestra la señal de salida del amplificador de instrumentación. La salida del filtro pasa alta se muestra en azul.

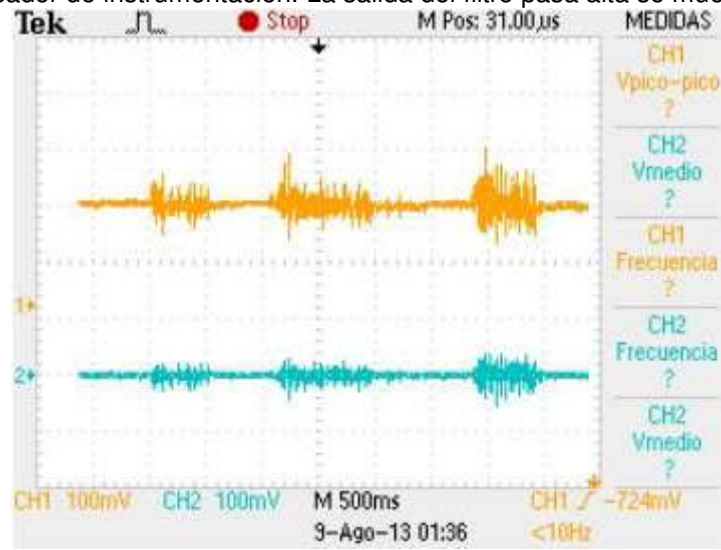


Figura 164. Circuito amplificador con ganancia 100: En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa alta en escala de 50mV. La salida del circuito amplificador se muestra en azul en escala de 5V.

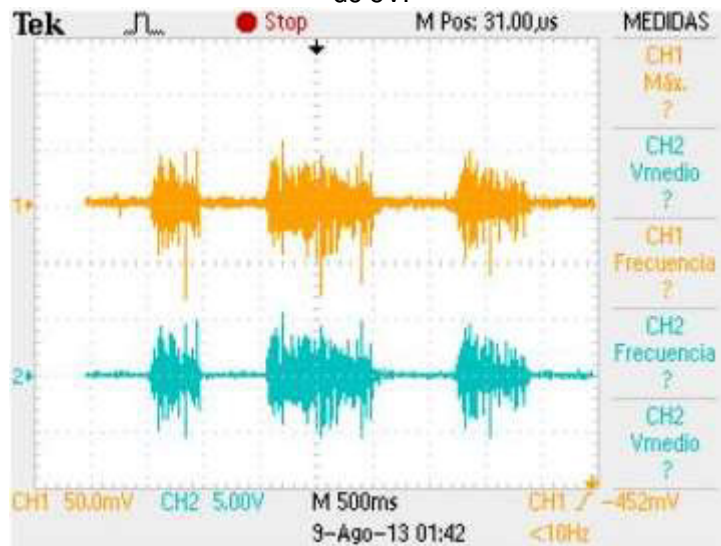


Figura 165. Filtro pasa baja: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito amplificador. La salida del filtro pasa baja se muestra en azul.

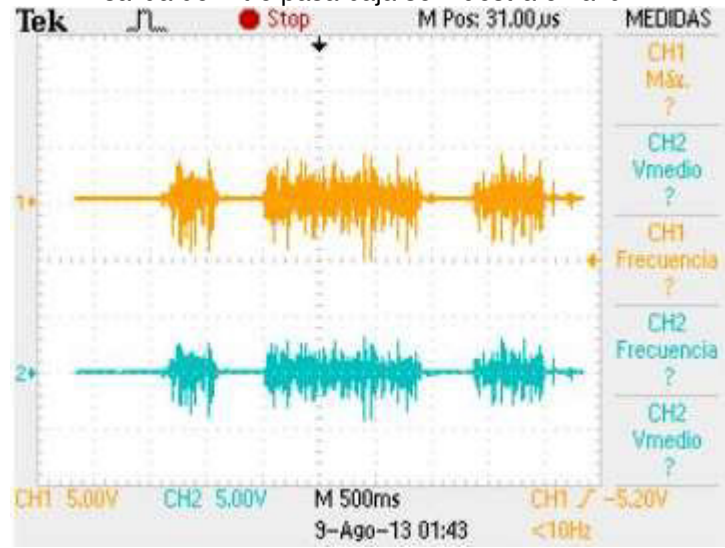


Figura 166. Circuito rectificador: En amarillo se muestra la señal de salida del filtro pasa baja. La salida del circuito rectificador se muestra en azul.

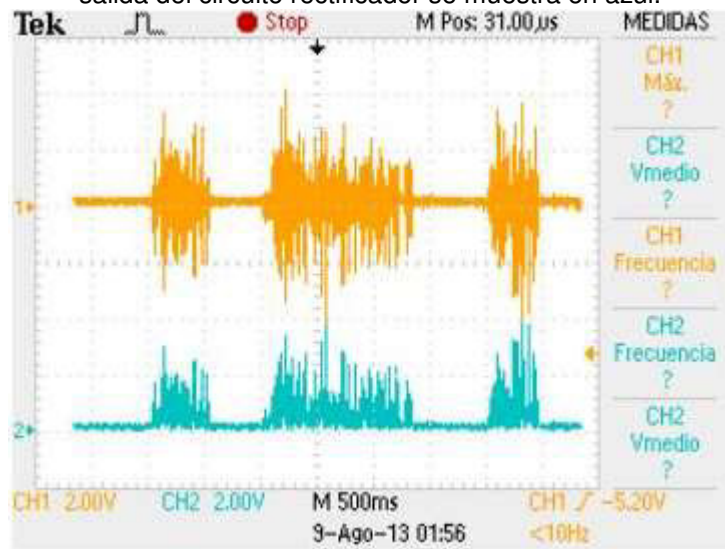
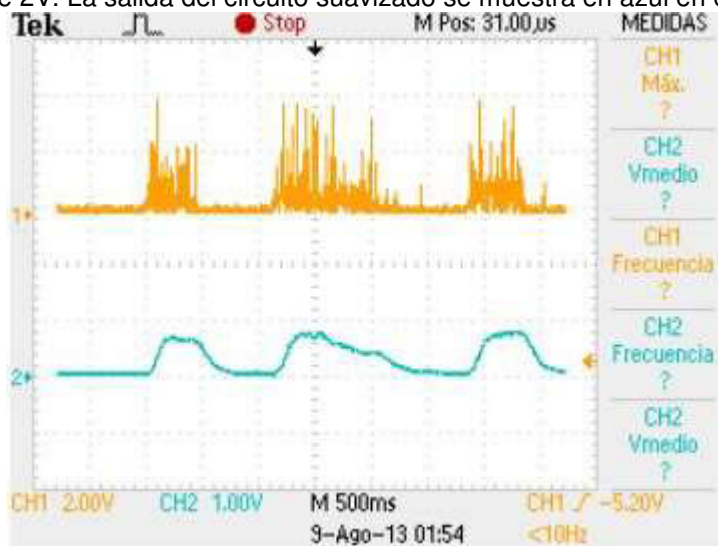
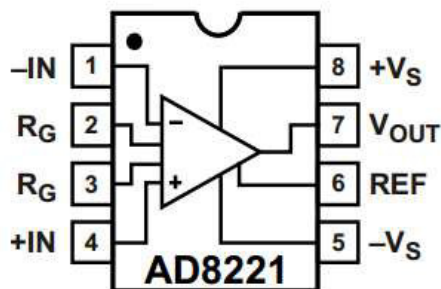


Figura 167. Circuito Suavizador: En amarillo se muestra la señal de salida del circuito rectificador en escala de 2V. La salida del circuito suavizado se muestra en azul en escala de 1V.



Para la etapa de diseño del circuito impreso se seleccionaron los componentes de superficie equivalentes a los utilizados en el circuito inicial (Figura 149). El amplificador de instrumentación AD620 fue sustituido por el circuito integrado AD8221 de Analog Devices en empaquetado MSOP de 8 pines. A continuación se muestra su diagrama (Figura 168).

Figura 168. Diagrama de amplificador de instrumentación AD8221.



En el caso de los amplificadores operacionales TL084 y TL082 únicamente se cambió el empaquetado PDIP por SOIC, siendo el mismo el diagrama del circuito integrado. Se utilizaron resistencias SMD con empaquetado 1206. Los valores de resistencias no fueron modificados. Algunos capacitores cerámicos fueron sustituidos por sus equivalentes en el empaquetado SMD 1206.

El diseño final de la placa PBC se muestra a continuación en la Figura 169.

Figura 169. Diseño final del circuito impreso del acondicionador de señales electromiográfica.

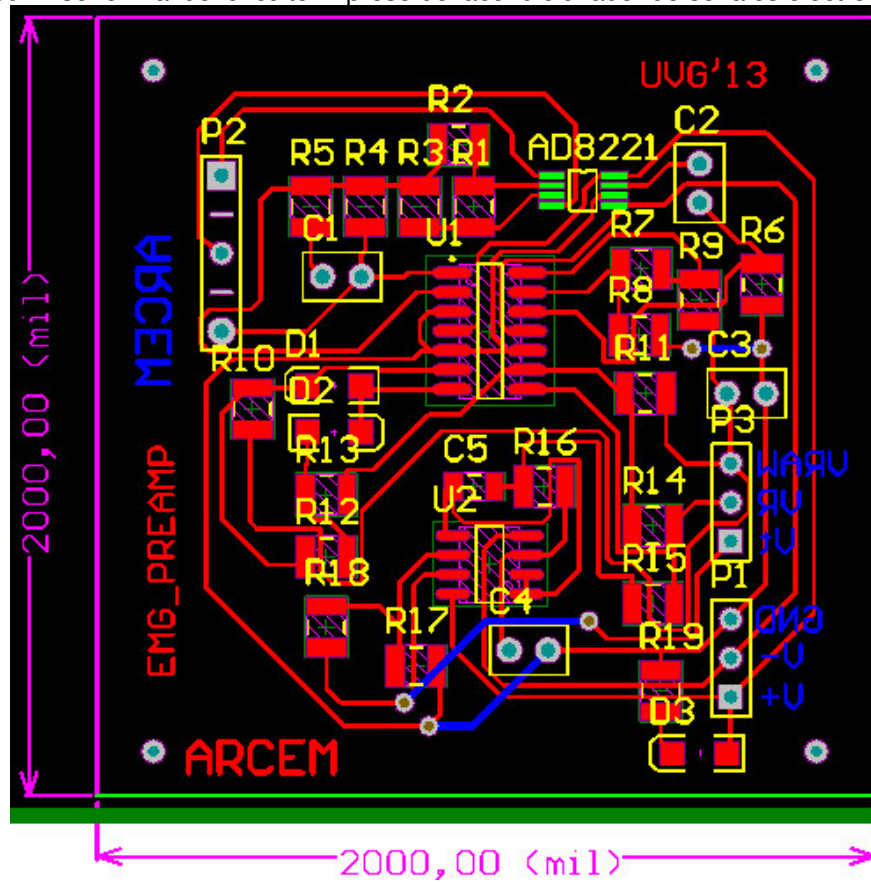


Figura 170. Equipo Protomat S103 realizando el fresado del circuito impreso.



Figura 171. Placa de circuito acondicionador de señales electromiográficas.

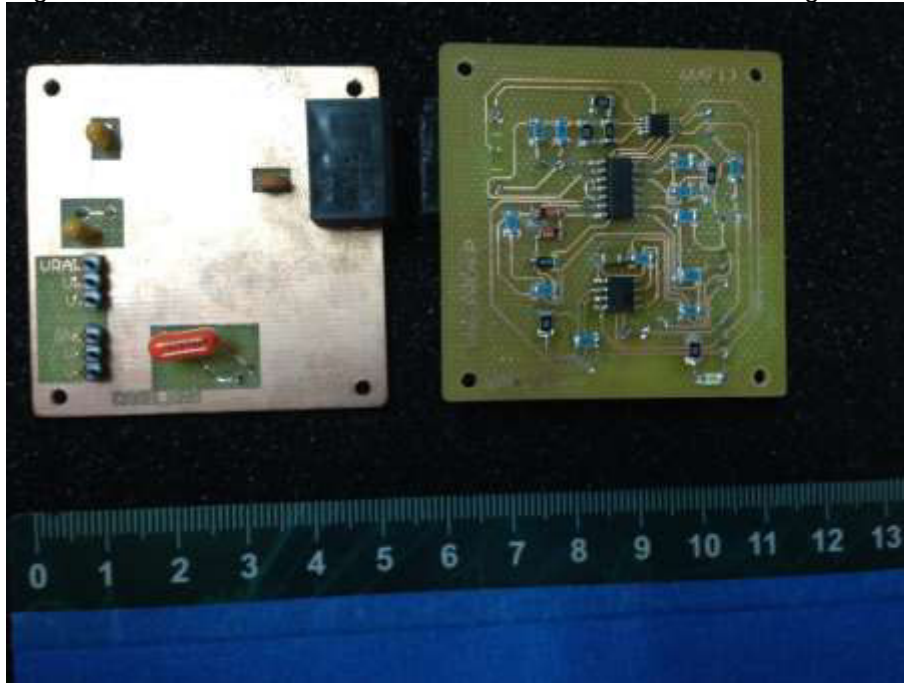


Figura 172. Cara superior de la placa del circuito acondicionador de señales electromiográficas.

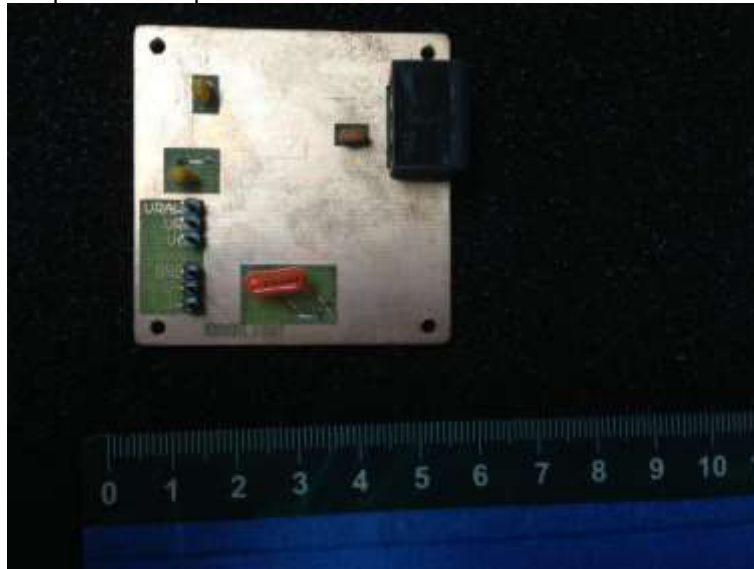
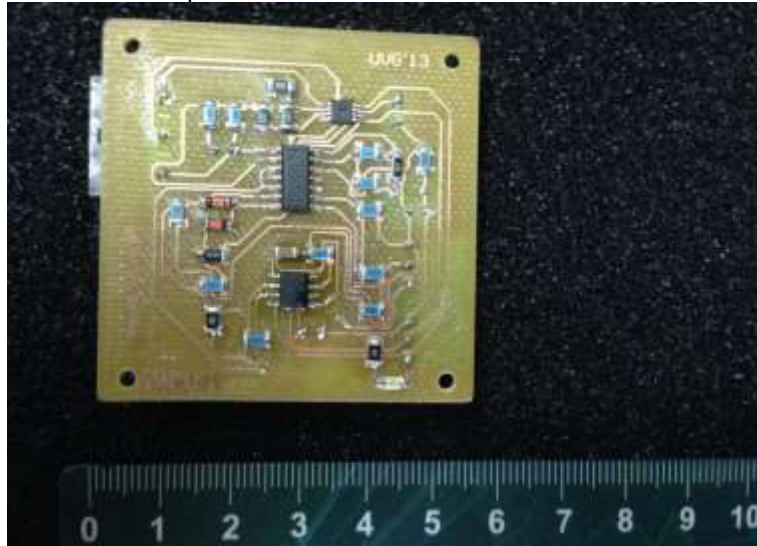


Figura 173. Cara inferior de la placa del circuito acondicionador de señales electromiográficas.



La placa posee tres salidas, cada una de etapas diferentes del acondicionamiento de señales. Las tres salidas son: señal electromiográfica amplificada, señal electromiográfica rectificada y señal electromiográfica suavizada. En las pruebas realizadas se obtuvieron señales electromiográficas del antebrazo, debido a la facilidad de conectar los electrodos. A continuación se muestran los resultados obtenidos.

Figura 174. Señales de salida del circuito PCB acondicionador de señales electromiográficas (señal pura y señal rectificada). En amarillo se muestra la señal electromiográfica amplificada y en azul, la misma señal rectificada.

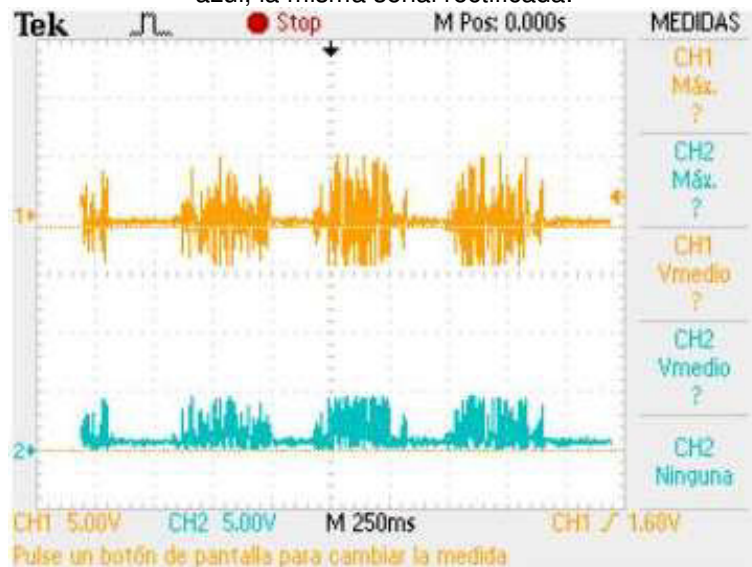


Figura 175. Señales de salida del circuito PCB acondicionador de señales electromiográficas (señal rectificada y señal suavizada). En amarillo se muestra la señal electromiográfica rectificada. La señal suavizada se muestra en azul.

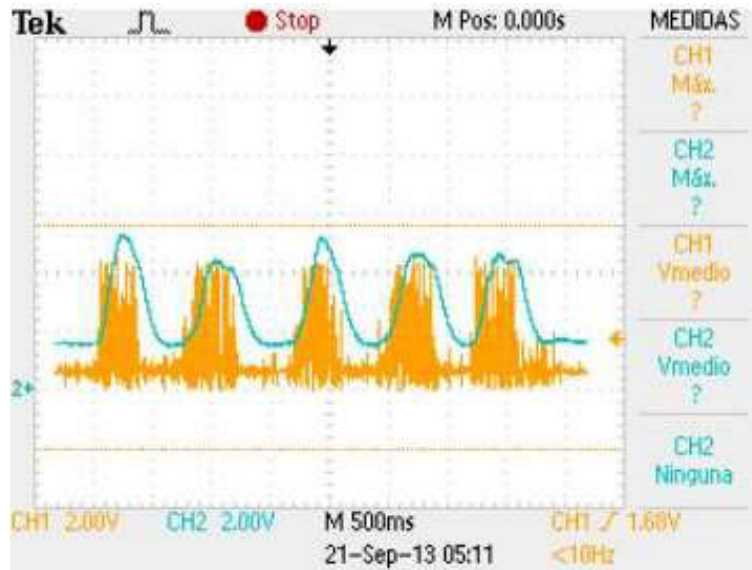


Figura 176. Montaje final de la placa en el estuche portador.



Figura 177. Uso de estuche porta placa para sostener el circuito de las extremidades anteriores.



C. Discusión

El acondicionamiento de señales electromiográficas se refiere al procesamiento analógico de la señal para que esta adquiera las características deseables. Este proceso es muy importante ya que permitió la obtención de la envolvente de la señal electromiográfica utilizable para el análisis de la actividad muscular.

Las señales electromiográficas, por tener una amplitud tan baja requieren varias etapas de amplificación. La primera etapa fue una preamplificación en la que se utilizó un amplificador de instrumentación. El uso de este dispositivo se debe a su funcionamiento característico, ya que amplifica la diferencia entre sus dos entradas. Debido a que se utilizaron electrodos en configuración bipolar para la captura de señales, los electrodos perciben señales en común las cuales se desea que sean eliminadas, obteniendo así únicamente la diferencia entre señales capturadas en cada punto.

Se utilizó el amplificador de instrumentación AD620, el cual posee ciertas características que lo hacen útil en aplicaciones como estas. Su rango de ganancia va de 1 a 10,000 y es ajustable por medio de una resistencia externa calculada a partir de la ecuación 2. Posee una tasa de rechazo

de modo común (CMRR) mínima de 100dB, lo cual es bastante deseable cuando lo que se desea amplificar son señales de amplitud muy baja. Además este circuito integrado posee alta precisión, bajo nivel de ruido y bajo consumo de potencia.

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G} \quad (2)$$

Se utilizó una resistencia externa de 680Ω, estableciendo una ganancia de 73.65. El valor de la ganancia se debe al uso de resistencias de valores comerciales para ajustar la ganancia deseada del amplificador de instrumentación. No se utilizó desde el inicio una ganancia tan alta ya que de esta forma se previene que ante determinada señal de entrada el resto del sistema se sature.

La segunda etapa consistió en un amplificador no inversor implementado con un amplificador operacional. La ganancia establecida fue de 100. De esta manera se obtuvo una señal electromiográfica con un voltaje pico a pico aproximado de 10V.

La señal electromiográfica tiene un rango de frecuencia utilizable que va desde los 15Hz hasta los 500Hz. Por esto se utilizó un filtro pasa banda RC de primer orden para banda limitar la señal. El filtro pasa banda está compuesto por un filtro pasa banda con frecuencia de corte de 500 Hz y un filtro pasa alta con frecuencia de corte de 20Hz. Se utilizaron filtros RC pensando en la implementación del circuito en placa impresa y el ahorro de espacio en esta. Además, debido a que el resultado del proceso de acondicionamiento de la señal será la envolvente de la señal electromiográfica capturada no es de gran relevancia el uso de filtros de mayor orden.

La etapa de rectificación fue implementada utilizando un circuito rectificador de onda completa implementado con amplificadores operacionales. Esta etapa fue necesaria debido a que se necesitaba que el voltaje de la señal fuera siempre positivo. Continuo a esta etapa se utilizó un filtro pasa baja con frecuencia de corte de 2Hz con la función de un detector de envolvente. Para este filtro se utilizó un amplificador operacional con la configuración especificada por el software FilterLab de la compañía Microchip. A la salida del detector de envolvente se añadió un amplificador no inversor con ganancia igual a 2.5. De esta manera se explica la necesidad de un circuito rectificador, ya que de esta forma se puede obtener la envolvente de la señal con un voltaje de 0 a 5V, el cual luego será capturado por un convertidor análogo digital para su posterior uso en el bloque de procesamiento de señales.

Luego de tener el circuito completo armado se realizaron pruebas utilizando como entrada una señal sinusoidal con voltaje pico a pico de 200mV y frecuencia de 245 Hz. En la etapa de amplificación fue necesario reducir la ganancia a 10 con motivos de prueba ya que de otra forma, el amplificador operacional se satura. Posteriormente se utilizaron electrodos de superficie en el antebrazo en configuración bipolar para realizar pruebas del circuito con señales electromiográficas. Fue necesario conocer la ubicación recomendada para la colocación de los

electrodos para observar la actividad muscular de manera correcta, al realizar las contracciones en el antebrazo. De esta manera se comprobó el funcionamiento de cada una de las fases del circuito.

Luego de las pruebas se inició el diseño del circuito impreso. Se tenía contemplado la fabricación del circuito impreso de un tamaño relativamente pequeño, el cual pudiera ser colocado cerca del punto donde las señales electromiográficas fueran obtenidas. Para esto se decidió que se utilizarían componentes de superficie para de esta forma, reducir el tamaño de la placa. Al considerar el uso de componentes de superficie fue necesario reemplazar el amplificador de instrumentación AD620, ya obsoleto, con el modelo AD8221 el cual posee mejores especificaciones por un precio menor. Para el resto de componentes únicamente se modificaron los footprints.

Para el diseño de la placa se utilizó el software Altium Designer en el que al principio se realizó el esquemático. A cada componente se le asignó el footprint adecuado al empaquetado que se utilizaría y después se importaron a la placa del tamaño deseado y se realizó el posicionamiento de los componentes de forma que quedara lo más ordenado posible. Las pistas utilizadas fueron de 10 mil. El ruteo del circuito se realizó en la Top Layer debido al uso de componentes de superficie, con la excepción de algunas conexiones en la Bottom Layer. Terminado el diseño se procedió a la fabricación utilizando el equipo de fresado S103 de la compañía LPKF.

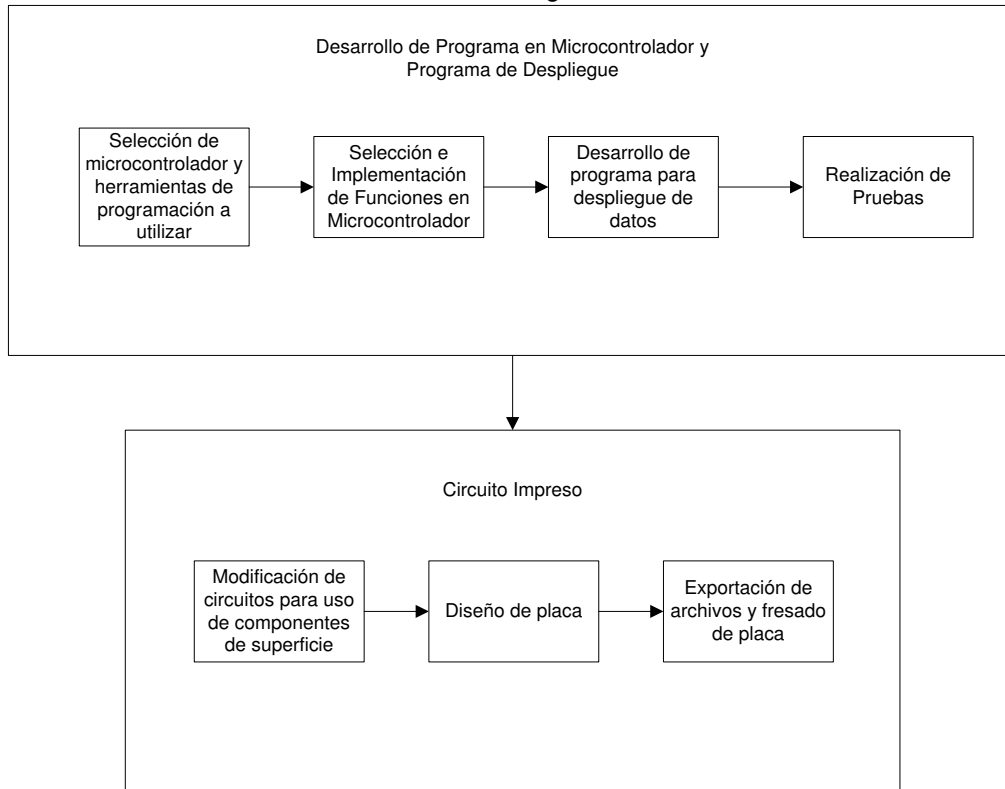
El producto final fue una placa impresa de 2 pulgadas por 2 pulgadas con un adaptador para los 3 electrodos de superficie a utilizar, tres pines para entrada de voltajes y tres pines de salida. El resultado puede observarse en Figura 171, Figura 172 y Figura 173. Cada uno de los pines de salida posee la señal electromiográfica capturada en distintas fases. En el pin de salida 1 puede obtenerse la señal electromiográfica amplificada. En el pin 2, la señal electromiográfica amplificada y rectificadora. Por último, en el tercer pin, se obtiene la envolvente de la señal electromiográfica rectificadora y amplificada. La razón de incluir tres distintas señales de salida es que en caso de que posteriormente se desee realizar algún estudio donde se analice la señal electromiográfica en su forma original, o rectificadora, puede hacerse con el mismo módulo construido.

Se decidió presentar el módulo de acondicionamiento de señales como un producto terminado que puede ser utilizado en distintos músculos para observar su actividad durante diferentes actividades y movimientos. Por esto, se realizó el diseño de un estuche que permitiera sujetar el circuito impreso a cualquier parte del cuerpo por medio de una banda elástica. El diseño del estuche se realizó utilizando el software Autodesk Inventor y se produjo por medio de una impresora 3D con el software Repetier. El estuche porta placa y su montaje puede observarse en Figura 176 y Figura 177, respectivamente.

XI. DETECCIÓN DE UMBRAL DE ACTIVACIÓN Y GENERACIÓN DE SEÑAL DE INICIO

A. Diseño

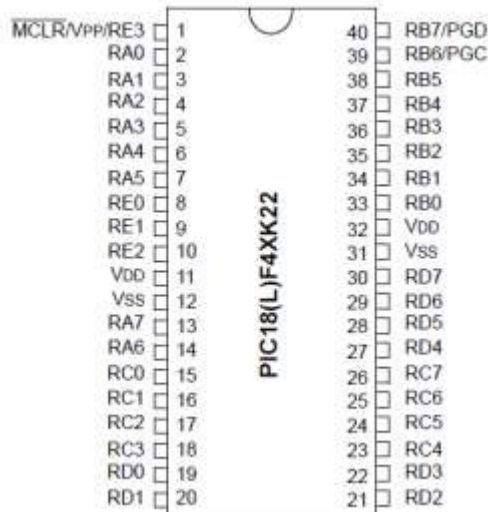
Figura 178. Diagrama de flujo del experimento detección de umbral de activación y envío de señal de inicio al módulo de algoritmo de control.



1. Desarrollo de programa para microcontrolador y programa de despliegue

a. Selección de microcontrolador y herramienta de programación a utilizar. Se investigaron modelos de microcontroladores con varios módulos de comunicación y alta frecuencia de operación para ser utilizado en la generación de la señal de inicio para el módulo de algoritmo de control. Se seleccionó el microcontrolador PIC18F45K22 de la compañía Microchip cuyo diagrama se muestra en la Figura 179.

Figura 179. Diagrama del microcontrolador PIC18F45K22 en su empaquetado PDIP.

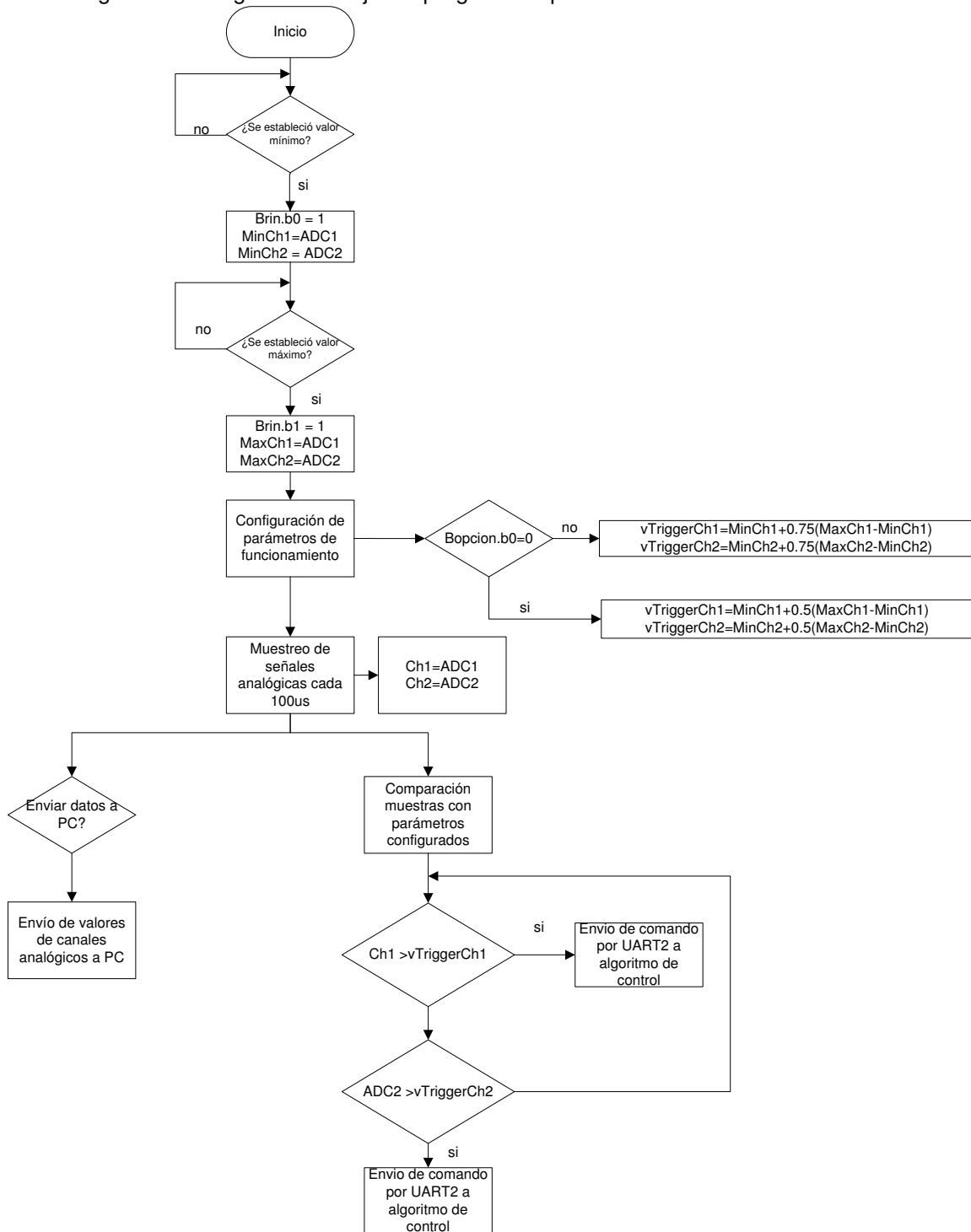


Para facilitar la programación y pruebas del microcontrolador se obtuvo la tableta de desarrollo EasyPIC 7 de MikroElektronika. Se necesitó la instalación del compilador de lenguaje C para microcontroladores de Microchip MikroC for PIC en su versión 5.40. Además se instalaron los controladores necesarios para el uso de la tableta EasyPIC 7, disponibles en el disco incluido en el paquete.

b. Selección de funciones e implementación en microcontrolador. Se definió el funcionamiento del programa, el cual se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 180. Se seleccionaron las funciones a implementar para el control de la señal de inicio. El funcionamiento del sistema incluye la utilización de dos módulos ADC del PIC18F45K22 para realizar la lectura de 2 canales de señales electromiográficas, dos módulos UART para comunicarse con una computadora y observar la lectura realizada con los módulos analógicos y otro para comunicación con el módulo de algoritmo de control. La implementación del programa en el microcontrolador se realizó utilizando MikroC. Comparando los valores de los canales analógicos cada 100us con un valor de umbral definido por el usuario se generó una señal de inicio.

c. Implementación de programa para despliegue de datos en computadora. Utilizando el lenguaje de programación Python se desarrolló un programa capaz de desplegar las señales electromiográficas capturadas por medio de los valores de los canales ADC del microcontrolador. El programa tiene la finalidad de que el usuario pueda observar su actividad muscular al realizar una contracción. La comunicación entre el microcontrolador y la computadora se realizó por medio de UART al puerto USB de la computadora.

Figura 180. Diagrama del flujo del programa implementado en el microcontrolador.

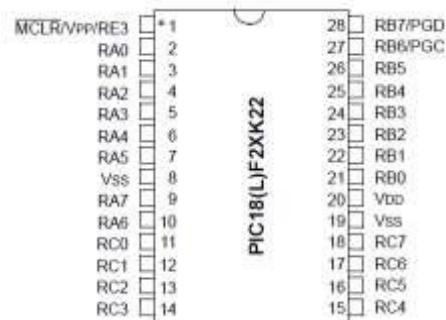


d. Realización de pruebas. Se realizaron pruebas utilizando una señal periódica como entradas a los módulos ADC para generar la señal de inicio. Posteriormente se realizaron pruebas con las señales electromiográficas para generar la señal de inicio.

2. Circuito impreso del detector de umbral de activación y generación de señal de inicio

a. Modificación de circuitos para el uso de componentes de superficie. Se realizó la búsqueda de componentes equivalentes a los utilizados en los circuitos construidos en protoboard. Se sustituyó el PIC18F45K22 en su empaquetado PDIP por el microcontrolador PIC18F45K22 en empaquetado SSOP de 28 pines. El diagrama del PIC18F25K22 se muestra en la Figura 181. Luego se realizó la modificación del esquemático (Figura 182).

Figura 181. Diagrama del microcontrolador PIC18F25K22.



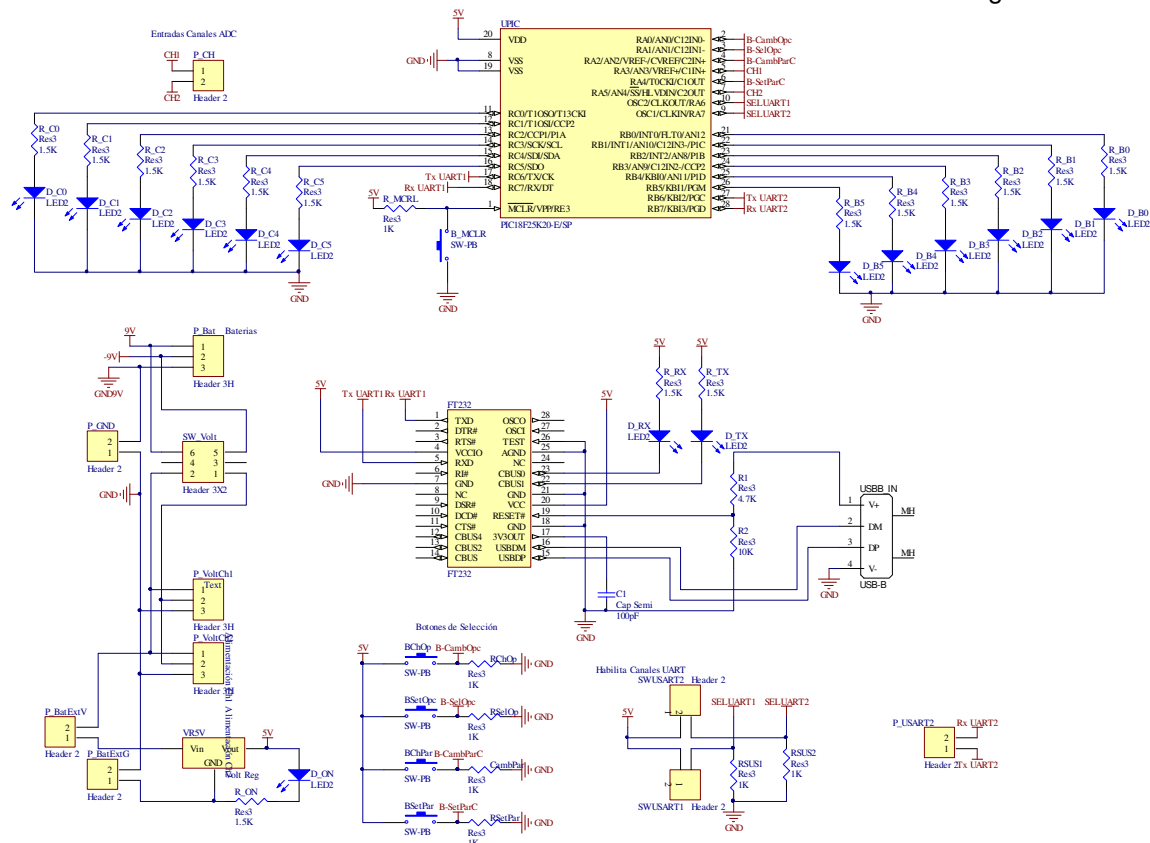
b. Diseño del circuito impreso. Se instaló el software Altium Designer Summer 09. A continuación se creó un nuevo proyecto de PCB (PCB Project) al cual se añadió un archivo de esquemático (Schematic). En la página de esquemático se elaboró el circuito utilizado para generar la señal de inicio y enviarla al módulo de algoritmo de control. Se asignaron los footprints correctos a cada uno de los componentes del circuito. Utilizando la herramienta PCB Board Wizard se creó un archivo PCB con las características siguientes:

- Sistema métrico: Imperial
- Tamaño : Personalizado de 2500 mil por 3000 mil
- Estilo de Vía: A través de agujero
- Componentes: En ambas capas
- Tamaño mínimo de pista: 12 mil
- Tamaño de vía: 40 mil
- Tamaño de agujero de vía: 25 mil
- Clearance: 10 mil

Luego se importaron los componentes del esquemático al PCB. Los componentes se colocaron en ambas caras de la placa de manera que se facilitara el ruteo. Se utilizó la función de ruteo automático en la Top Layer y las conexiones no realizadas se hicieron por medio de la Bottom Layer. Finalmente se colocaron textos en la placa para identificar cada una de las entradas y salidas en la placa.

c. Exportación de archivos y fresado de circuito impreso del generador de señal de inicio. Se realizó la exportación de archivos gerber de Bottom Layer, Top Layer, Keep Out Layer y archivos de los agujeros (NC Drills). En el software CircuitPro, se importaron los archivos gerber generados y se ajustaron las preferencias para realizar el fresado de la placa. Se utilizó el equipo Protomat S103 de la empresa LPKF para fresar la placa. Luego de terminado el proceso de fresado se llevó a cabo la soldadura de los componentes a utilizar.

Figura 182. Esquemático del circuito impreso implementado para generar la señal de inicio e interconectarse con los circuitos de acondicionamiento de señales electromiográficas.



B. Resultados

A continuación se muestran los resultados a las pruebas realizadas donde se utilizó una señal periódica con voltaje de 0 a 5V como entrada al canal ADC. En estas pruebas se estableció un valor mínimo de 0V y un valor máximo de 5V. Inicialmente se utilizó un umbral de activación de la señal de inicio de 2.5V y luego se modificó a 3.8V.

Figura 183. Generación de señal de inicio utilizando como entrada una señal triangular con voltaje de 0 a 5V. En amarillo se muestra la señal de entrada al canal ADC y en azul la señal generada por el microcontrolador cuando el valor del ADC sobrepasa los 2.5V.

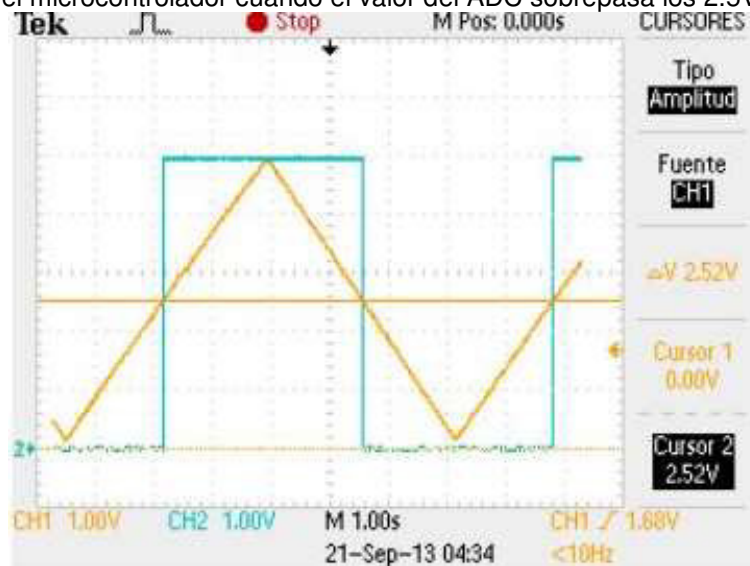
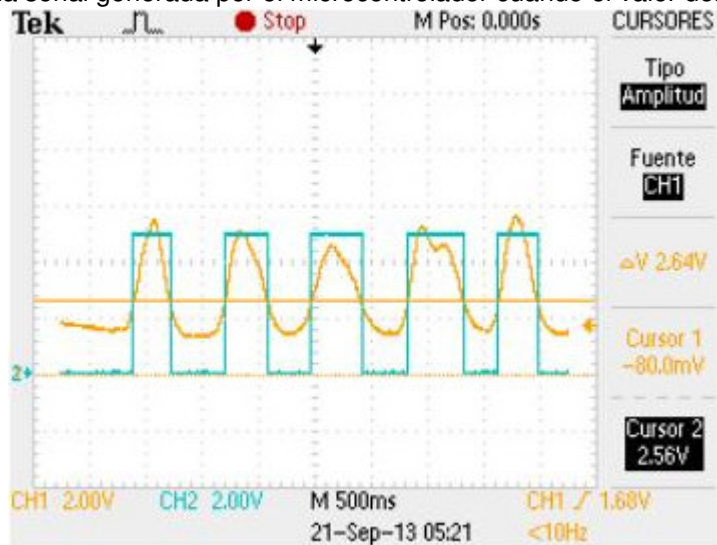


Figura 184. Generación de señal de inicio utilizando como entrada una señal triangular con voltaje de 0 a 5V. En amarillo se muestra la señal de entrada al canal ADC y en azul la señal generada por el microcontrolador cuando el valor del ADC sobrepasa los 3.8V.



Después de realizar pruebas con una señal periódica, se utilizó el circuito de acondicionamiento de señales electromiográficas para generar la señal de inicio. El umbral de activación está determinado por el valor máximo y mínimo establecido al iniciarse el programa. En esta prueba (Figura 185) el umbral se encuentra en 2.64V

Figura 185. Generación de señal de inicio utilizando como entrada la señal electromiográfica obtenida del circuito acondicionador. En amarillo se muestra la señal de entrada al canal ADC y en azul la señal generada por el microcontrolador cuando el valor del ADC.



En el circuito impreso se utilizó el circuito integrado FT 232 el cual permite la comunicación UART entre el microcontrolador y una computadora utilizando el puerto USB. El diagrama de conexión se obtuvo de su hoja de datos (Future Technology Devices International Ltd., 2010) y se comparó con el diagrama utilizado por mikroElektronika en su tableta EasyPic7 (MikroElektronika Ltd, 2012) . El diagrama de conexión del integrado FT232 se muestra en la Figura 186. En la Tabla 36 se presentan los datos y el orden en que se envían por medio de comunicación UART a la computadora para que estos sean almacenados y graficados por el programa desarrollado en Python.

Figura 186. Diagrama implementado del circuito integrado FT232.

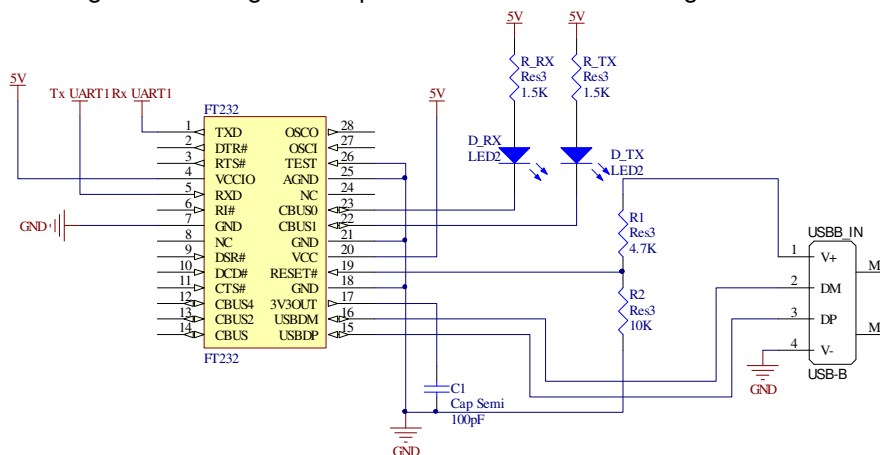


Tabla 36: Protocolo de comunicación UART entre microcontrolador y computadora.
 Protocolo de Comunicación Microcontrolador a Computadora

Byte	Byte 1	Byte 2	Byte 3
Función	Palabra de sincronización (0xFF)	Valor del ADC del canal 1	Valor del ADC del canal 2

El diseño final del circuito impreso para generar y enviar la señal de inicio se muestra a continuación.

Figura 187. Diseño final del circuito impreso para el generador de señal de inicio y envío al módulo de algoritmo de control.

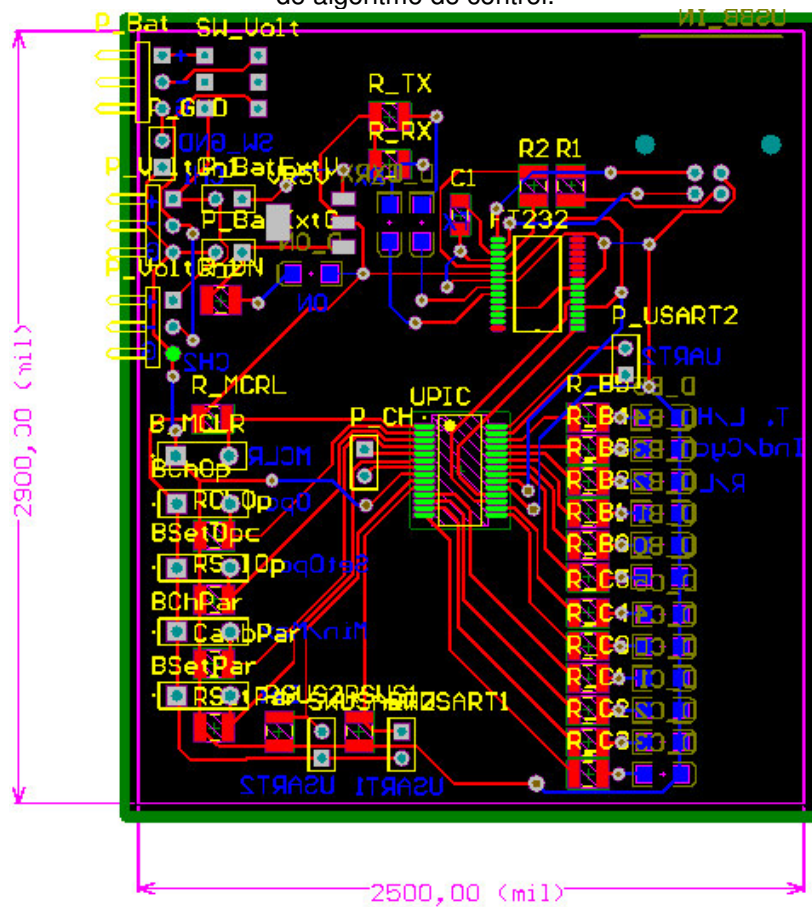
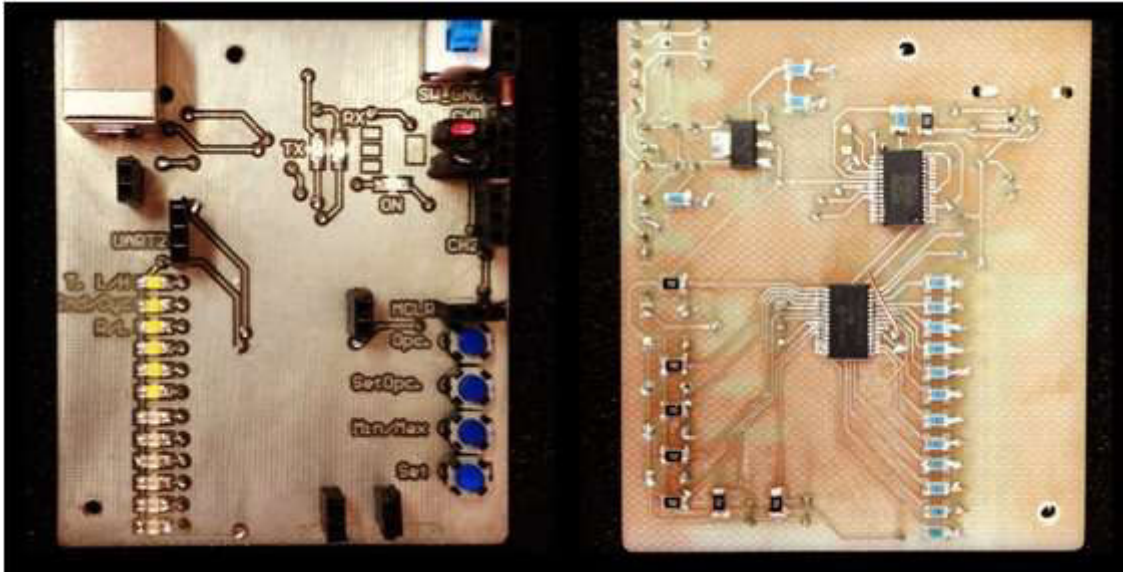
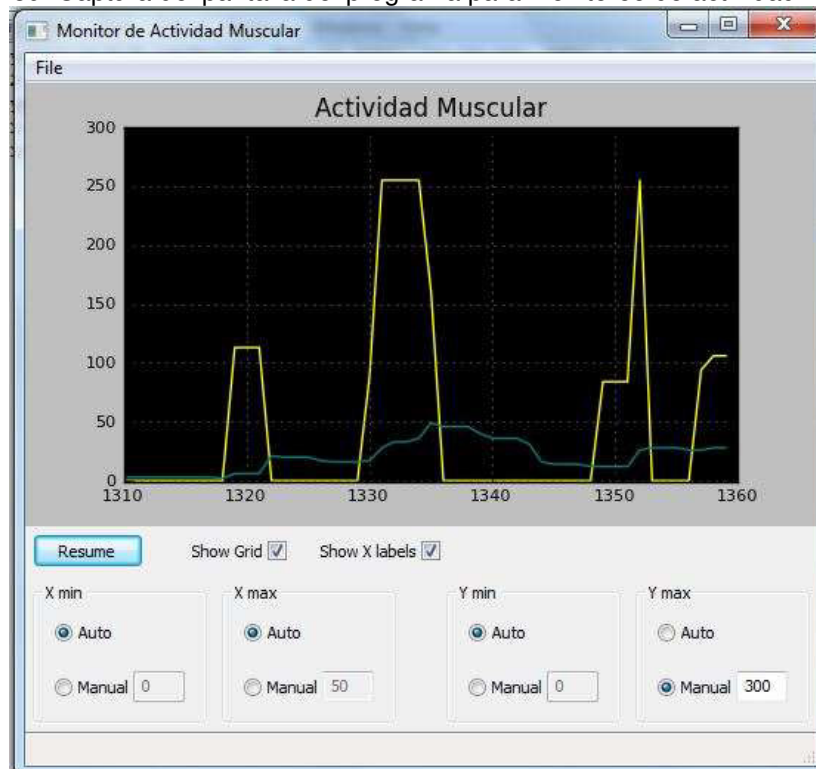


Figura 188. Circuito impreso final para el generador de señal de inicio.



A continuación se muestra una captura de pantalla del programa utilizado para desplegar la actividad muscular detectada por los electrodos (Figura 189). El programa es utilizado para que el usuario se familiarice a la realización de contracciones para el control del exoesqueleto.

Figura 189. Captura del pantalla del programa para monitoreo de actividad muscular.



C. Discusión

El bloque de detección de umbral de activación y generación de señal de inicio, como su nombre lo indica, tiene la finalidad de generar una señal utilizada por el módulo de algoritmo de control del megaproyecto para reproducir un movimiento específico. Utilizando un convertidor análogo a digital se captura el valor de la envolvente de la señal electromiográfica, proporcionada por el bloque de acondicionamiento de señales. Si el valor de la señal de entrada es mayor a un valor de umbral establecido, se genera la señal de inicio y se envía al módulo de algoritmo de control.

Para la implementación de este bloque se utilizó un microcontrolador PIC18F45K22. Se eligió este microcontrolador ya que posee 2 puertos USART, 30 canales ADC con 10 bits de resolución, oscilador interno de 16MHz con la posibilidad de usarse a 64MHz con PLL y operación arriba de 16 MIPS. La programación del microcontrolador se realizó en lenguaje C, haciendo uso de la herramienta mikroC. Adicionalmente fue necesaria la tableta de prueba easyPIC v7, tanto para la compilación y quemado del programa en el microcontrolador como para efectuar las pruebas al programa. Se utilizaron estas herramientas porque han sido utilizadas anteriormente, lo cual facilita el desarrollo y uso.

El sistema está pensado para generar las señales de inicio que indiquen al módulo de algoritmo de control del cuándo debe activar los motores para que la estructura realice un paso o un ciclo de marcha completo. El sistema tiene la capacidad de leer dos canales análogos de manera simultánea y de enviar los datos capturados por medio de UART por puerto USB a una computadora donde un programa desarrollado se encarga de graficarlos. El sistema posee otro puerto de comunicación UART para el envío de la señal de control generada a otro microcontrolador. Adicionalmente el sistema cuenta con varios LED para indicar el estado de su configuración y funcionamiento. El funcionamiento de este sistema se divide en dos etapas. Al inicio es necesaria una etapa de calibración en la que se establecen los valores mínimos y máximos de la envolvente de la señal electromiográfica. Luego de la calibración el sistema es apto para generar la señal de inicio.

La etapa de calibración fue necesaria para que el sistema pudiera ser utilizado por cualquier persona. De esta forma se establece el nivel de actividad muscular mínima cuando el músculo se encuentra relajado o en un estado normal. Seguidamente el usuario debe realizar una contracción fuerte y de esta forma se establece el nivel de actividad muscular máxima. Ya que se poseen estos dos valores es posible formar un rango de actividad muscular del usuario. A partir de este rango es posible configurar el sistema para que la señal de inicio sea generada al 50 o 75 por ciento del rango. De esta manera el usuario solo necesita alcanzar un nivel de actividad muscular determinado por sus propias capacidades. En caso de usuarios con algún problema físico que

degrade el nivel de su actividad muscular, el sistema no presenta ninguna limitación para su correcto funcionamiento.

En la fase de funcionamiento es posible configurar el nivel del umbral que desea utilizarse, ya sea 50 o 75% del máximo determinado en la etapa de calibración. Se puede configurar el sistema de manera que la señal enviada por UART al algoritmo de control comande el movimiento de la extremidad que genera la señal, haciendo que la estructura realice un paso o que indique que debe realizarse el ciclo de marcha completo. Debido a esto debe ser posible asignarle a una de las piernas prioridad para generar el comando del ciclo de marcha completo. Con base a las configuraciones realizadas se envía un byte por UART donde se indica el comando especificado al módulo de algoritmo de control. El sistema necesita que el módulo de algoritmo de control envíe una señal de fin de movimiento para que pueda enviarse un nuevo comando. De esta forma el sistema se hace más eficiente y evita que se envíe un comando durante el movimiento de la estructura.

Para realizar las pruebas al sistema se utilizó una señal triangular periódica de 0 a 5V tanto con el umbral de activación del 50% como de 75% del rango establecido. Posteriormente las pruebas fueron realizadas con señales electromiográficas. Se obtuvieron resultados exitosos con los dos tipos de señales utilizadas.

Luego de las pruebas se procedió al diseño del circuito impreso del sistema, nuevamente pensando en el ahorro de espacio. El espacio nuevamente fue importante para facilitar su colocación en la estructura sin interrumpir o entorpecer su funcionamiento. Se determinó un tamaño de 3 por 2 pulgadas para el circuito impreso y el uso de componentes de superficie para reducir el tamaño de la placa. Se sustituyó el microcontrolador PIC18F45K22 por el PIC18F25K22. Estos microcontroladores poseen la misma arquitectura, aunque el PIC18F25K22 posee menos pines de entrada o salida y está disponible en empaquetado SOP de 28 pines, lo cual ayudó a la reducción de espacio en la placa.

Como primer paso para el diseño se dibujó el esquemático en el software Altium Designer asignándole a cada uno de los componentes el footprint a utilizar. Después se importaron los componentes del circuito al PCB y se colocaron de manera que los botones, como pines de entrada o salida y LEDs indicadores estuvieran lo más ordenados posibles y fueran accesibles al usuario durante su uso.

Para el circuito de la conexión UART por USB se utilizó el circuito integrado FT232 de la compañía Future Technology. Este circuito integrado es una interfaz para transferencia de datos seriales a USB con una tasa de transferencia desde 300 baudios a 3 Mbaudios. Posee todo el protocolo USB en el chip y no requiere ningún tipo de programación por lo que su uso se hace muy sencillo. Adicionalmente, aunque no se utilizaron, cuenta con un oscilador incorporado de hasta 48

MHz y una EEPROM integrada. Se utilizó el circuito descrito en la hoja de datos para la comunicación entre microcontroladores y puerto USB de una computadora.

XII. CONTROL INALÁMBRICO SIN BATERÍAS

A. Diseño

El primer experimento consistió en la recolección de energía a partir de la presión de botones en un control inalámbrico por medio de un chispero piezoeléctrico. El objetivo de este experimento era producir un control sin baterías que pudiera transmitir comandos de forma inalámbrica, cuya alimentación fuera provista por la energía recolectada de la presión de los botones del mismo. También se debía construir el circuito receptor para el control, de manera que los comandos fueran procesados efectivamente. Esta aplicación se utilizó como parte del control manual del Megaproyecto ARCEM.

1. Circuito de acondicionamiento

a. Se analizaron varios estudios realizados sobre el tema de controles inalámbricos autónomos, y se decidió utilizar elementos piezoeléctricos como generadores. Se descartaron generadores electromagnéticos por su menor facilidad de uso, menor producción de energía y mayor dificultad en adquisición.

b. Se adquirieron varios encendedores cuyo dispositivo de ignición fuera un chispero piezoeléctrico, los cuales fueron desarmados y reutilizados como parte principal de la generación de energía del control. En la Figura 190 se muestra una fotografía de los encendedores y el chispero piezoeléctrico obtenido de cada uno de ellos.

c. Se hicieron mediciones en el osciloscopio para cuantificar y caracterizar el voltaje obtenido por cada pulsación del chispero piezoeléctrico. Debido al alto voltaje que el cristal produce, se utilizó un divisor de voltaje para poder ver los resultados en la escala limitada del osciloscopio.

d. Se construyó el circuito acondicionador prototipo sobre un protoboard. Como se puede ver en la Figura 191, este circuito consistía de un transformador reductor de tensión, un puente de diodos rectificador de onda completa, un capacitor para almacenar el voltaje, y un regulador de voltaje LM1117 de 3.3V con una baja caída de tensión.

e. Se construyó y se conectó el circuito transmisor al circuito acondicionador. El transmisor consistía de un codificador HT12E, el cual envía 8 bits de dirección y 4 bits de datos en forma serial a su salida y cuyo diagrama de conexión se muestra en la Figura 192, y un módulo transmisor RF con una frecuencia portadora de 433Mhz como el que se muestra en la Figura 193. Se colocaron DIP switches a las entradas de dirección y datos del codificador para controlar los bits

enviados. Se seleccionó una resistencia de oscilador de 470K Ω para obtener la mayor velocidad de transmisión posible.

Figura 190. Fotografía de los encendedores y el chispero obtenido de los mismos.



Figura 191. Diagrama del circuito de acondicionamiento para el chispero piezoeléctrico.

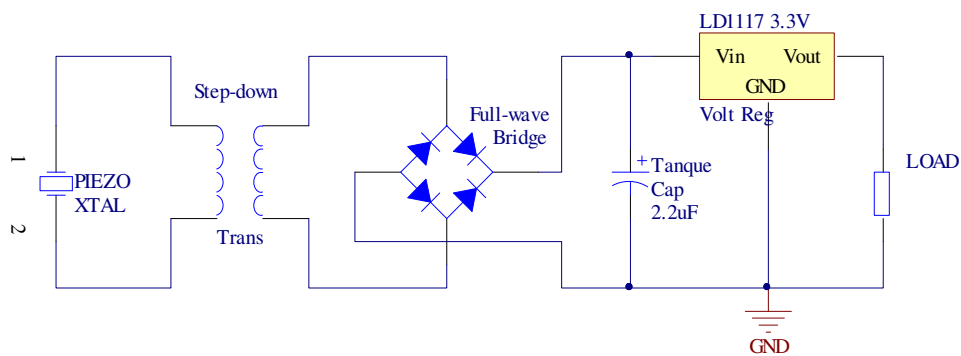
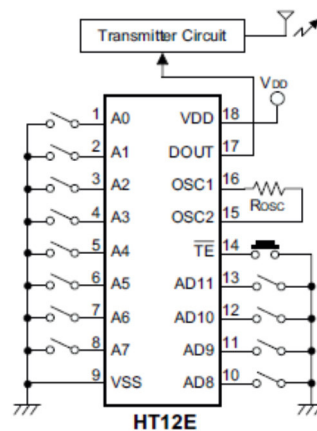


Figura 192. Conexión típica del codificador HT12E.



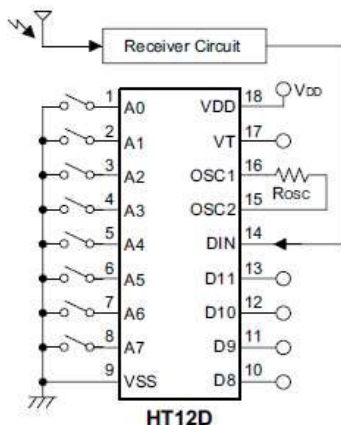
(Holtek, 2000)

Figura 193. Fotografía del módulo transmisor RF FS1000A.



f. En otro protoboard se construyó el circuito receptor, consistente del módulo receptor RF y el decodificador HT12D. En la Figura 194 y la Figura 195 se muestra el diagrama de conexión del decodificador y la fotografía del módulo receptor, respectivamente. De nuevo se utilizó un DIP switch para seleccionar la dirección en el decodificador. Se seleccionó una resistencia de oscilador de 27K Ω para que la velocidad de recepción coincidiera con la del codificador.

Figura 194. Conexión típica del decodificador HT12D.



(Holtek, HT12D/HT12F 2¹² Series of Decoders, 2009)

Figura 195. Fotografía del módulo receptor RF XY-MK-5V.



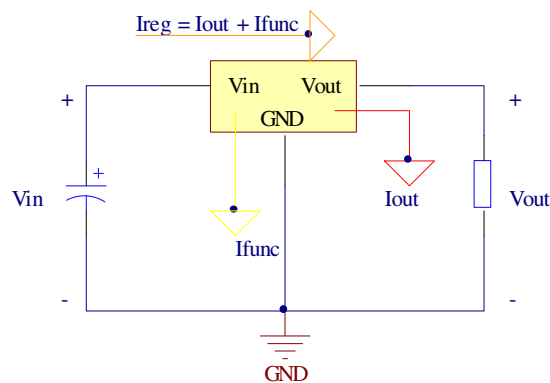
g. Se hicieron pruebas para cuantificar la energía recolectada por el circuito acondicionador por cada pulsación del chispero piezoeléctrico. Para obtener mejores resultados, se fueron modificando los valores de inductancia y capacitancia del transformador y capacitor

respectivamente, hasta lograr la mayor transferencia de potencia hacia el regulador y el circuito del transmisor.

h. Se hizo la caracterización del consumo real del circuito transmisor midiendo la corriente consumida por el mismo durante su tiempo de funcionamiento desde la pulsación del chispero hasta que se consumiera toda la energía disponible. Para calcular la corriente consumida, se sustituyó el circuito por un potenciómetro que se varió hasta que la carga que éste representaba consumiera la energía disponible de cada pulsación en el mismo tiempo que el circuito lo hacía.

i. Se hicieron cálculos para cuantificar la energía recolectada y la energía consumida por el circuito de transmisión. Los cálculos abarcaron solamente el intervalo de tiempo durante el cual el regulador estaba en funcionamiento, es decir, mientras el voltaje del capacitor de entrada se mantuviera sobre el voltaje de regulación más el voltaje de caída del regulador (dropout voltage). Se comprobó que una parte de la energía disponible de entrada era consumida por el circuito de transmisión y la demás energía era disipada por el regulador. El modelo simplificado del sistema se muestra en la Figura 196.

Figura 196. Modelo simplificado de las corrientes presentes en el circuito del control.

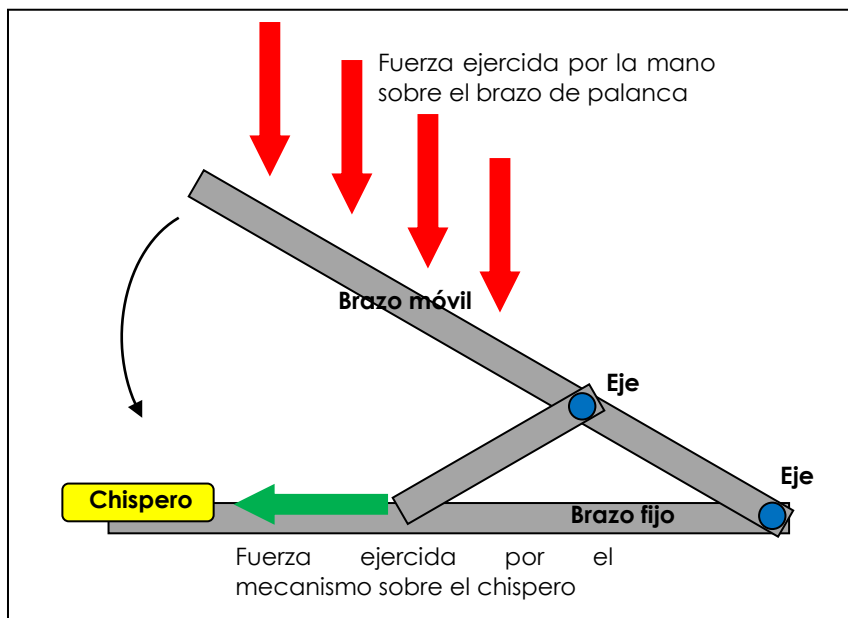


j. Luego de que las primeras pruebas mostraran que no se producía suficiente energía para que el codificador estableciera una comunicación completa con el decodificador, se modificó el circuito receptor, sustituyendo al decodificador por un microcontrolador PIC16F84. Se escribió un programa en lenguaje Assembler utilizando el software MPLAB X que decodificara la señal recibida del control por medio del PIC16F84.

2. Mecanismo de activación

a. Se hizo un primer diseño con piezas de LEGO de un mecanismo de palanca que permitiera activar el chispero con una menor fuerza que la ejercida directamente de forma vertical sobre su botón. El funcionamiento del mecanismo se explica en la Figura 197. Este diseño fue mejorado varias veces, optimizando el tamaño de la estructura y el posicionamiento del chispero.

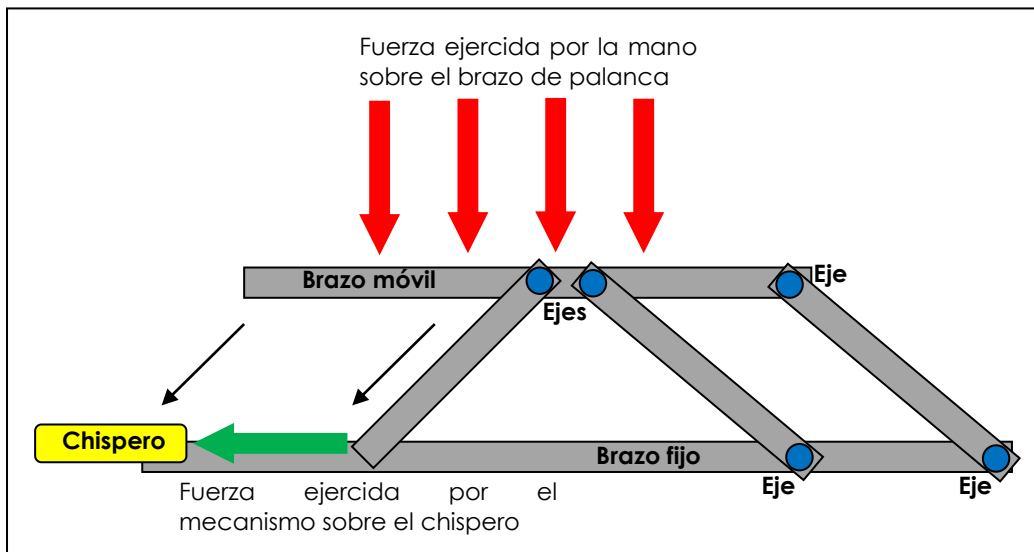
Figura 197. Diagrama del mecanismo de palanca para la activación del chispero.



b. Se fabricó el mecanismo de palanca con piezas de perfiles de aluminio, utilizando perfiles con forma de canal de distintos grosores y tornillos y tuercas para unirlos. Se agregaron los botones de selección de comando al brazo móvil de la palanca.

c. Después de hacer pruebas con el mecanismo de palanca con piezas de aluminio, se mejoró el diseño del mismo. Se fabricó un nuevo mecanismo de activación, sustituyendo el sistema de palanca por un sistema de doble manivela para activar al chispero. Su funcionamiento se ilustra en la Figura 198.

Figura 198. Diagrama del mecanismo de doble manivela para la activación del chispero.



3. Circuito impreso

a. Se ingresó el esquemático del circuito acondicionador en el software Altium Designer Summer 09. Se especificaron los footprints de cada uno de los componentes y las conexiones entre ellos.

b. Se utilizó la herramienta de fabricación de placas de circuitos impresos de Altium, llamada PCB Board Wizard, para generar una plantilla de la placa del circuito a partir del esquemático ingresado. Se aplicaron las especificaciones indicadas en la Tabla 1 al diseño de la placa.

c. Los componentes se acomodaron de la forma más compacta posible y se delineó a la placa con una forma que facilitara su acoplamiento a la estructura del mecanismo de activación. El ruteo de los componentes se hizo de forma manual para tener un mejor control del tamaño a ocupar por la placa.

d. La placa impresa se fresó utilizando la máquina LPKF ProtMat S103 del Departamento de Ingeniería Electrónica de la universidad. Para ello, se exportaron los archivos Gerber de las conexiones y agujeros de la placa.

Tabla 37. Especificaciones aplicadas en el diseño del circuito impreso del control inalámbrico sin baterías.

Especificación	Valor
Board Units	Imperial
Board Profile	Custom
Via Style	Thruhole Vias only
Track Size	30 mil
Via Width	70 mil
Via Hole Size	35 mil
Clearance	8 mil
Layers	Bottom Layer

e. Se soldaron manualmente todos los componentes electrónicos a la placa utilizando caudín y estaño.

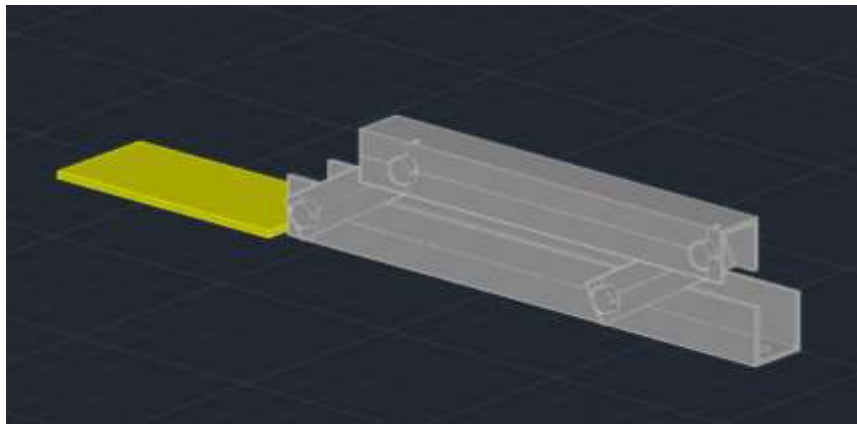
f. El diseño de la placa impresa del circuito de recepción se hizo como parte del circuito del Módulo de Control del Megaproyecto.

4. Estructura externa del mecanismo

a. Se hizo un modelo tridimensional del mecanismo de activación junto con la placa del circuito de acondicionamiento en el software AutoCAD 2011. En la Figura 199 se puede ver el modelo del mecanismo, alrededor del cual se diseñó la estructura externa.

b. Se diseñó una estructura externa que se acoplara y contuviera al mecanismo activador y a la placa, de tal manera que la presión de cualquiera de cuatro botones activara el chispero al hacer presión sobre el brazo del mecanismo.

Figura 199. Modelo tridimensional del mecanismo de activación y la placa del circuito de acondicionamiento.



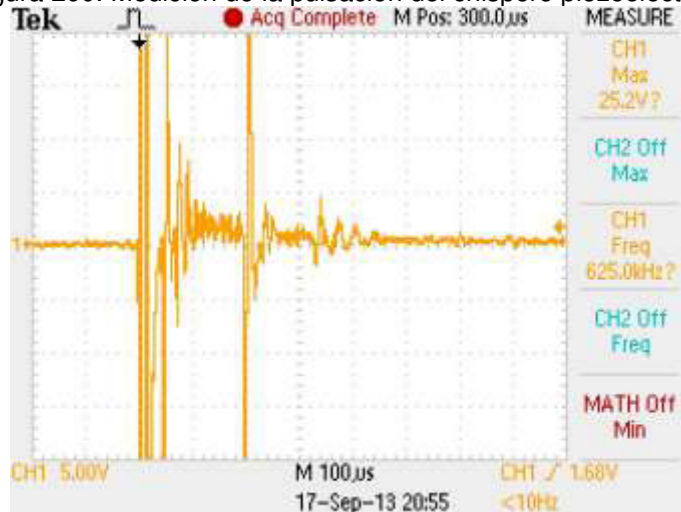
c. Se exportaron los archivos de litografía STL de cada una de las piezas del diseño en AutoCAD y se imprimió por medio de una impresora RepRap Prusa Mendel i2 en material plástico PLA.

d. Se ensambló el producto final, uniendo la placa al mecanismo de activación y acoplando este último a la estructura externa con los botones de selección.

B. Resultados

1. Circuito de acondicionamiento: Mediciones y cálculos. En la Figura 200 se muestra la medición directa en el osciloscopio de la pulsación enviada por el chispero piezoeléctrico. Como se puede apreciar, aunque se utilizó la mayor escala de medición en amplitud del osciloscopio y una reducción de 10x en la sonda, no fue posible capturar por completo la amplitud de la señal.

Figura 200. Medición de la pulsación del chispero piezoeléctrico.



Para poder medir la amplitud de la pulsación, se conectó el chispero a un arreglo de resistencias que formaban un divisor de voltaje con una relación de 100:1 y posteriormente a uno con relación de 50:1. Se hicieron cálculos tomando en cuenta el valor pico a pico de la medición, la relación del divisor y la reducción de 10x en la sonda del osciloscopio. Los cálculos realizados indicaron una variación en la amplitud máxima de la pulsación en un rango de entre 3kV y 7kV. La Figura 201 y la Figura 202 muestran algunas de las capturas realizadas a través del divisor de voltaje.

Figura 201. Pulsación del chispero (azul) a través de un divisor de voltaje con relación de 100:1 (amarillo).

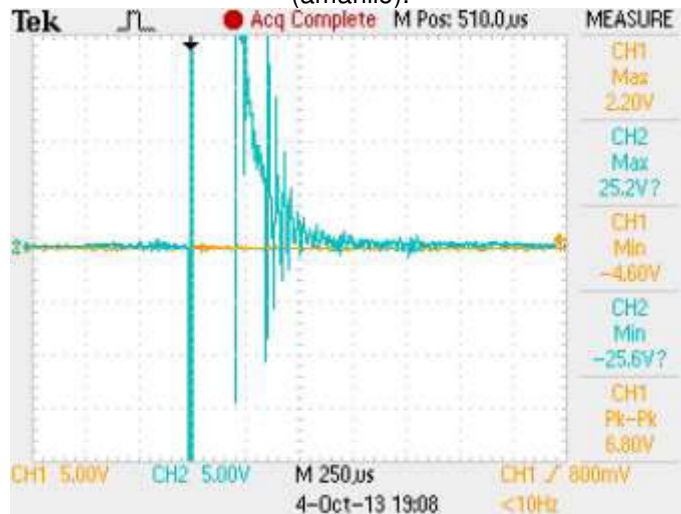
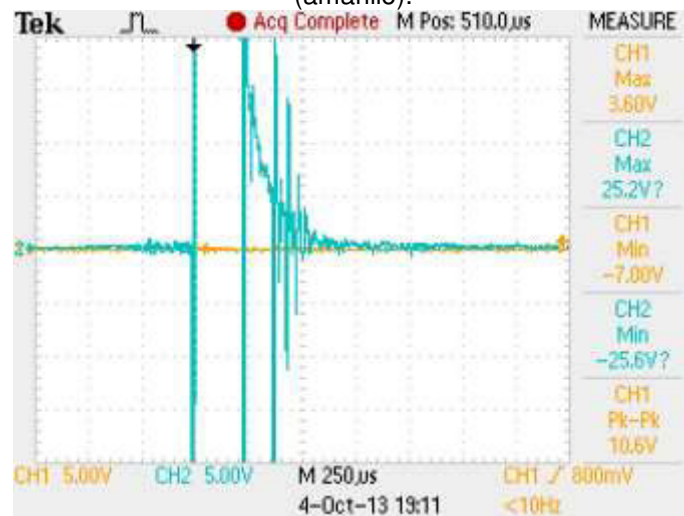
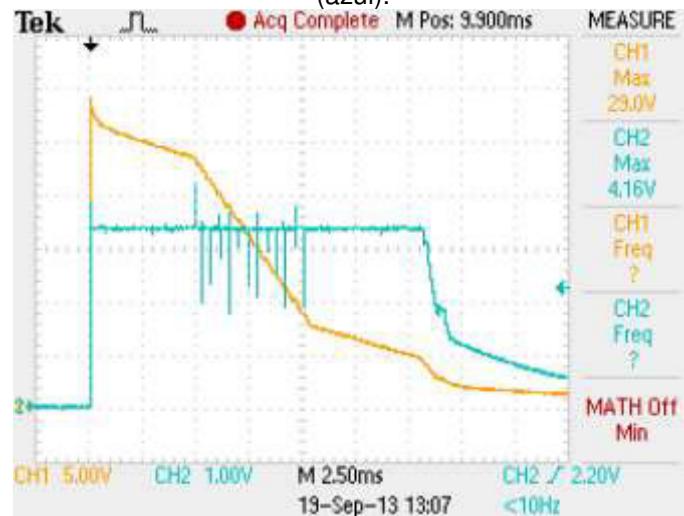


Figura 202. Pulsación del chispero (azul) a través de un divisor de voltaje con relación de 50:1 (amarillo).



En la Figura 203 se muestra el voltaje en el capacitor de entrada del circuito de recolección y el voltaje de salida del regulador hacia la alimentación del circuito de transmisión. El voltaje en el capacitor sube inmediatamente a 29V luego de la pulsación del chispero, mientras que el voltaje en el regulador se mantiene en 3.3V durante aproximadamente 16ms.

Figura 203. Voltaje en el capacitor de entrada (amarillo) y voltaje regulado a la salida del regulador (azul).

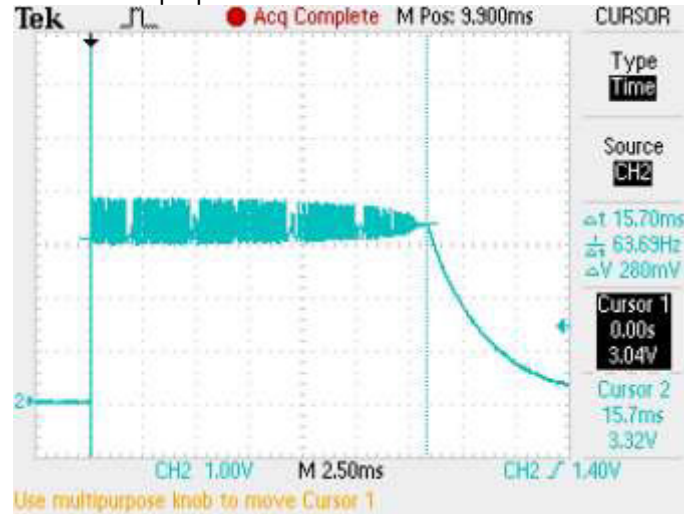


En la captura de la Figura 204 se muestra el resultado de la caracterización del consumo del circuito. Luego de aplicar la técnica descrita en el diseño del experimento, el valor de la resistencia en el potenciómetro fue de 1920Ω . El tiempo que se mantuvo el voltaje en regulación con esta carga es muy similar al que se muestra en la Figura No. 26. Entonces, el consumo promedio real del circuito es:

$$\text{Corriente promedio} = \frac{\text{Voltaje de regulación}}{\text{Resistencia de la carga}}$$

$$I_{prom} = \frac{3.3V}{1920\Omega} = 1.72mA$$

Figura 204. Medición del tiempo para la caracterización del consumo del circuito transmisor.



La obtención del dato de corriente consumida por el circuito transmisor permitió realizar el cálculo de energía recolectada por el sistema. Para la energía de entrada, se calculó la energía inicial presente en el capacitor por medio del voltaje inicial al que se cargaba. Debido a que solamente se tomó en cuenta el intervalo de funcionamiento del circuito, al voltaje inicial se le restó la diferencia con el voltaje de regulación y el voltaje de caída del regulador.

$$\text{Energía de entrada} = \frac{1}{2}(\text{Capacitancia})(\text{Voltaje})^2$$

$$E_{in} = \frac{1}{2}(2.2\mu F)(28.6V - 4.4V)^2 = 644\mu J$$

La energía consumida por el circuito se calculó integrando la potencia consumida a lo largo del tiempo de funcionamiento. Ya que el voltaje no era constante en el tiempo, la integral se aproximó por medio de una suma de Riemann, utilizando los puntos de voltaje y tiempo obtenidos de la captura del osciloscopio.

$$\text{Energía consumida por circuito} = \int_{t_{inicial}}^{t_{final}} \text{Potencia} = \int_{t_{inicial}}^{t_{final}} \text{Corriente} * \text{Voltaje}$$

$$E_{out} = \int_{t_i}^{t_f} V_{out}(t) * I_{out} dt = \int_0^{15.56ms} V_{out}(t) * (1.72mA) dt = 89\mu J$$

La energía consumida por el regulador también se calculó integrando la multiplicación del voltaje por la corriente a lo largo del tiempo de funcionamiento. Sin embargo, se debía tomar en cuenta también la corriente que el regulador consumía para su propio funcionamiento, la cual se midió conectándolo sin carga. Además, se debía tener en cuenta la diferencia entre el voltaje de entrada y el de salida.

$$\begin{aligned}
 E_{reg} &= \int_{t_i}^{t_f} (V_{in}(t) - V_{out}(t)) * (I_{out} + I_{func}) dt \\
 &= \int_0^{15.56ms} (V_{in}(t) - V_{out}(t)) * (1.72mA + 1.3mA) dt = 568\mu J
 \end{aligned}$$

Comprobando la conservación de energía en el sistema, y calculando la eficiencia del mismo:

$$E_{out} + E_{reg} = E_{in}$$

$$89\mu J + 568\mu J = 657\mu J \approx 644\mu J$$

$$Eficiencia\ regulador = \eta = \frac{E_{out}}{E_{in}} = \frac{89\mu J}{644\mu J} = 14\%$$

En la Figura 205 se muestra la gráfica de la serie de datos que fueron utilizados para hacer los cálculos de energía. Se muestran también los puntos de inicio y final del rango de tiempo que se tomó en cuenta.

En términos del desempeño del circuito transmisor, se obtuvieron los siguientes resultados. En la Figura 206 se puede observar que el transmisor es capaz de transmitir solamente una trama completa del codificador con la energía recolectada de cada pulsación del control. La Figura 207 muestra cómo se compone cada una de las tramas enviadas, y la Figura 208 muestra el envío constante de tramas cuando el codificador tiene un funcionamiento normal. El protocolo de comunicación que se maneja entre el codificador HT12E y el codificador HT12D requiere la transmisión y recepción de cuatro tramas completas seguidas, por lo que la señal transmitida por el circuito recolector del control no puede ser decodificada por el HT12D, por contar solamente con una trama completa. Por último, en la Figura 209 se puede observar un ejemplo de la señal recibida por el módulo receptor de radiofrecuencia. Se puede apreciar en primer lugar, el ruido captado por el receptor cuando el par transmisor no está alimentado. Luego de ello, se observa cómo la trama enviada por el transmisor se sobrepone al ruido al momento en que el transmisor entra en funcionamiento al ser alimentado por la energía recolectada.

Figura 205. Gráfica de la serie de datos analizada para los cálculos de energía recolectada en el control.

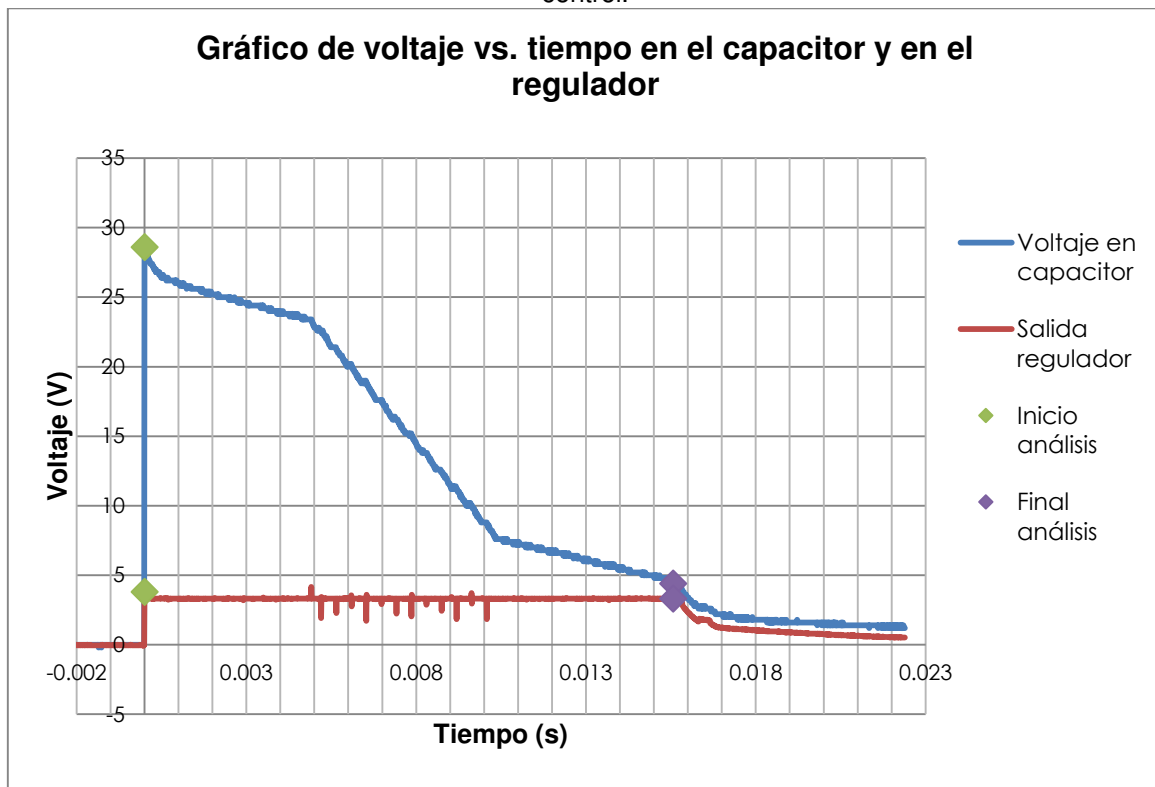


Figura 206. Señal transmitida por el circuito transmisor (amarillo) cada vez que se da una pulsación del control y voltaje de salida del regulador (azul).



Figura 207. Trama serial que arma el codificador HT12E con los ocho bits de dirección y los cuatro bits de datos (amarillo) y recepción de la misma en el HT12D (azul).



Figura 208. Transmisión de tramas constante entre el codificador HT12E (amarillo) y el decodificador HT12D (azul).

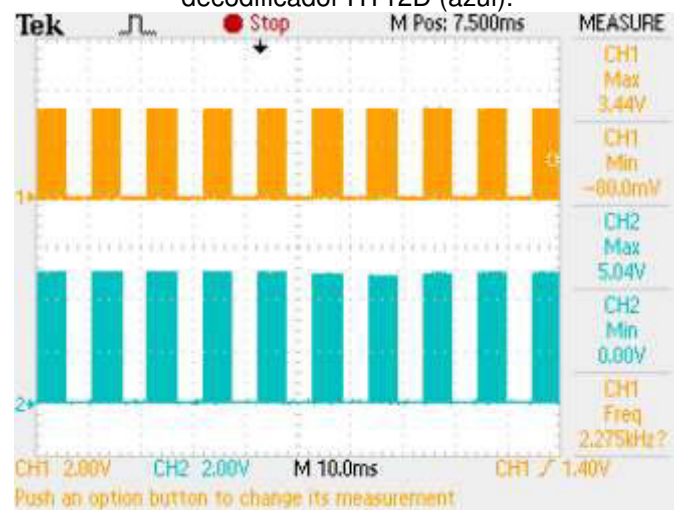
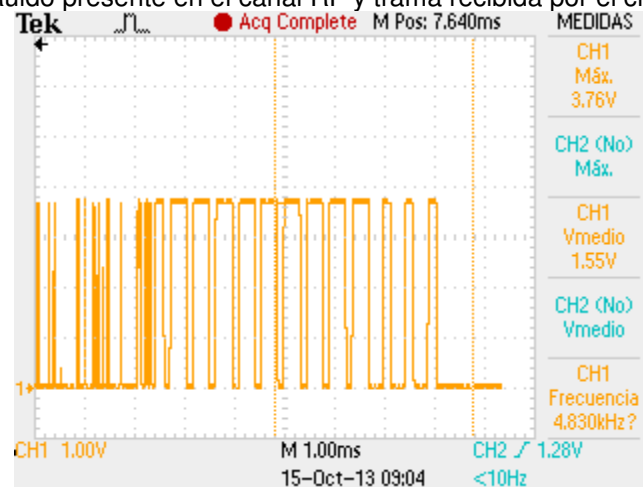


Figura 209. Ruido presente en el canal RF y trama recibida por el circuito receptor.



2. Mecanismo de activación. El diseño del mecanismo de activación del chispero se fue mejorando a medida que se avanzó con el proyecto. A continuación se presentan los distintos diseños que se hicieron a lo largo de experimento. Los diseños se muestran en orden cronológico para apreciar la evolución del mecanismo hasta llegar al diseño final.

Figura 210. Primer prototipo construido con piezas de LEGO.

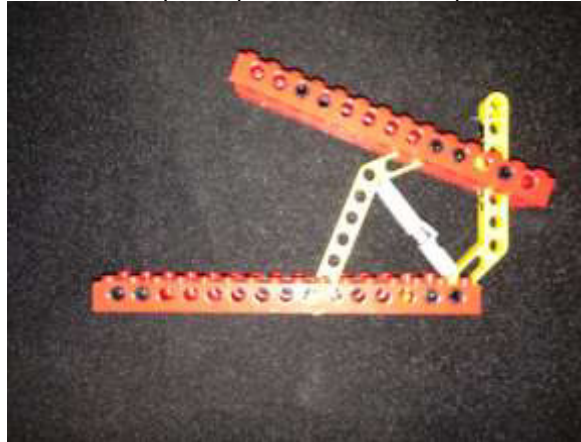


Figura 211. Segundo prototipo construido con piezas de LEGO.



Figura 212. Primer prototipo construido con perfiles de aluminio.



Figura 213. Vista de los botones incorporados al primer diseño en aluminio.



Figura 214. Diseño final con sistema de doble manivela.

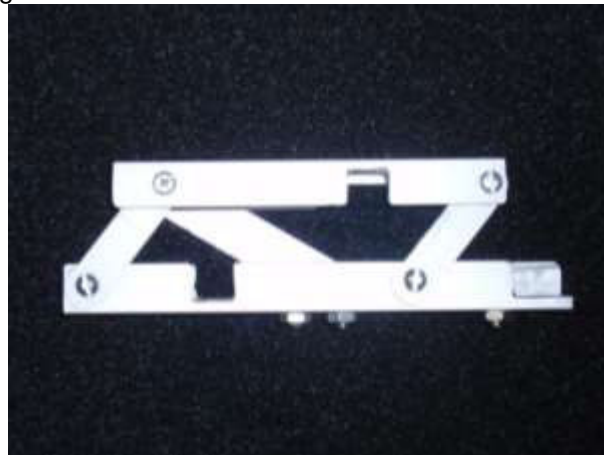


Figura 215. Vista trasera el diseño final.



Figura 216. Vista de la ubicación del chispero en el sistema de activación.



Figura 217. Activación del chispero por medio del mecanismo.



3. Circuito impreso. Como resultado del diseño del circuito impreso se obtuvo una placa con el tamaño y la forma apropiada para acoplar a la estructura del sistema de activación. En la Figura 218 se muestra el diseño en Altium y luego en la Figura 219 se muestra el circuito fresado. La Figura 220 muestra la unión de la placa al mecanismo de activación.

Figura 218. Diseño de la placa impresa para el circuito de recolección del control.

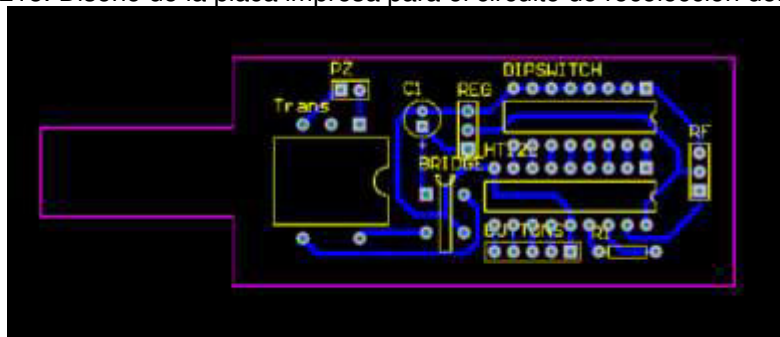


Figura 219. Placa impresa del circuito de recolección del control fresada.

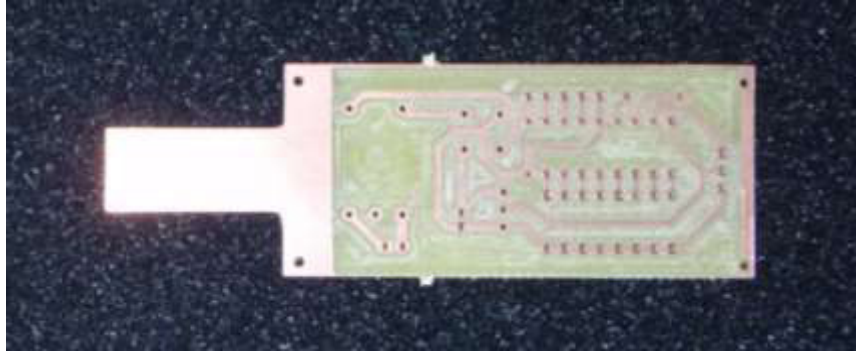
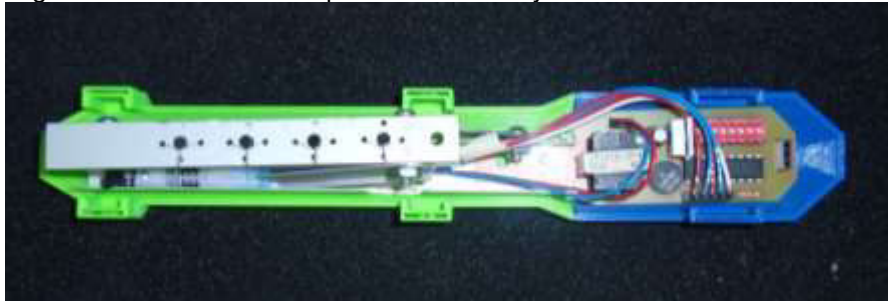


Figura 220. Unión entre la placa del circuito y el mecanismo de activación.



4. Estructura externa del mecanismo. En las siguientes figuras se muestran capturas de pantalla del diseño digital de la estructura externa del control en AutoCAD. Se pueden ver las diferentes piezas de las cuales está construida la estructura y la forma en que van acopladas entre sí, además de los botones de activación del mecanismo.

Figura 221. Diseño digital tridimensional de las piezas que conforman la estructura externa del control inalámbrico.

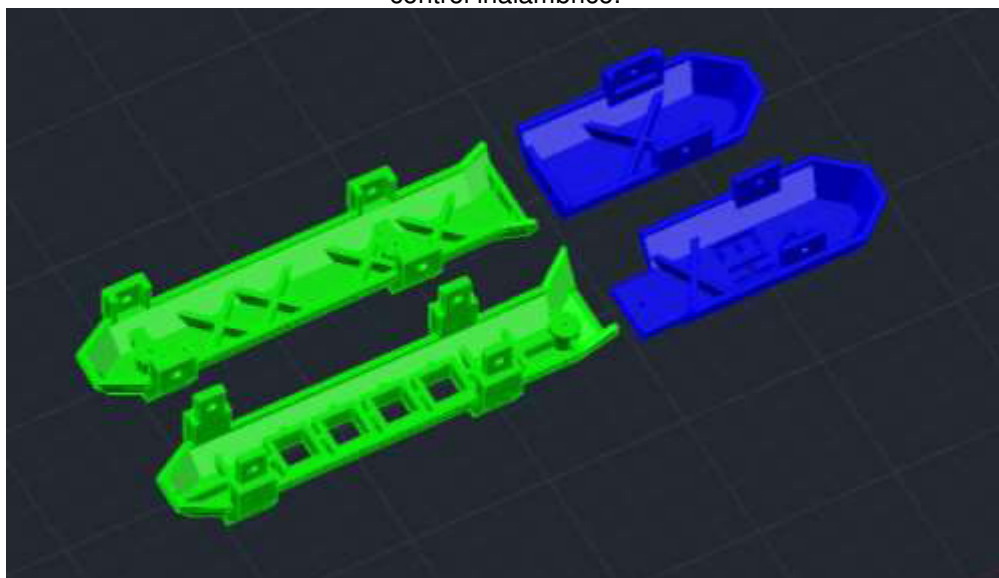


Figura 222. Vista lateral del diseño digital del control ensamblado alrededor del mecanismo de activación y la placa del circuito acondicionador.

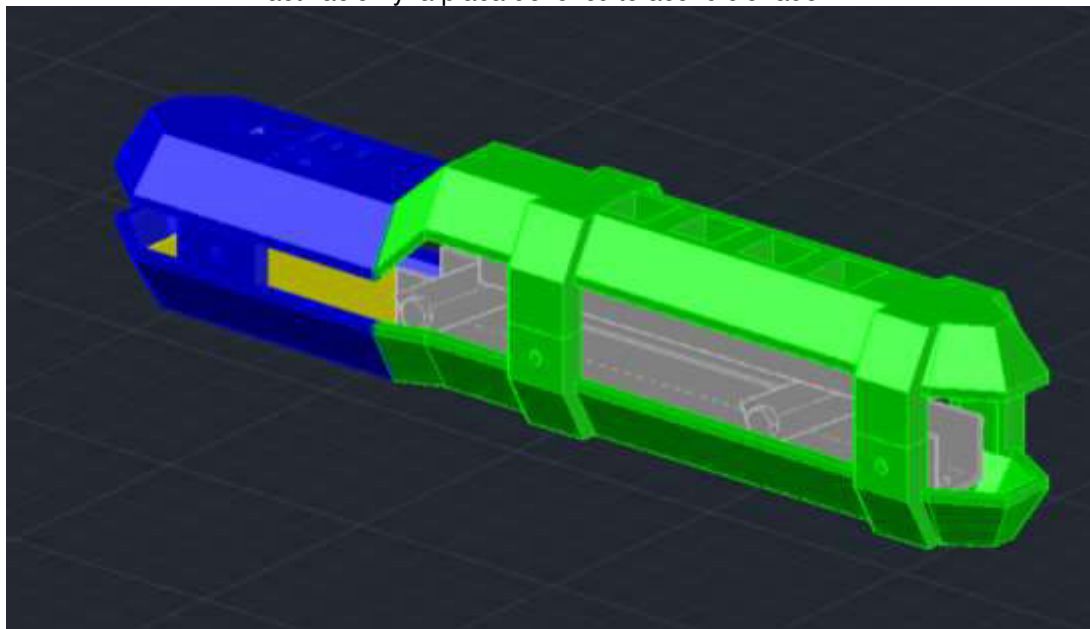
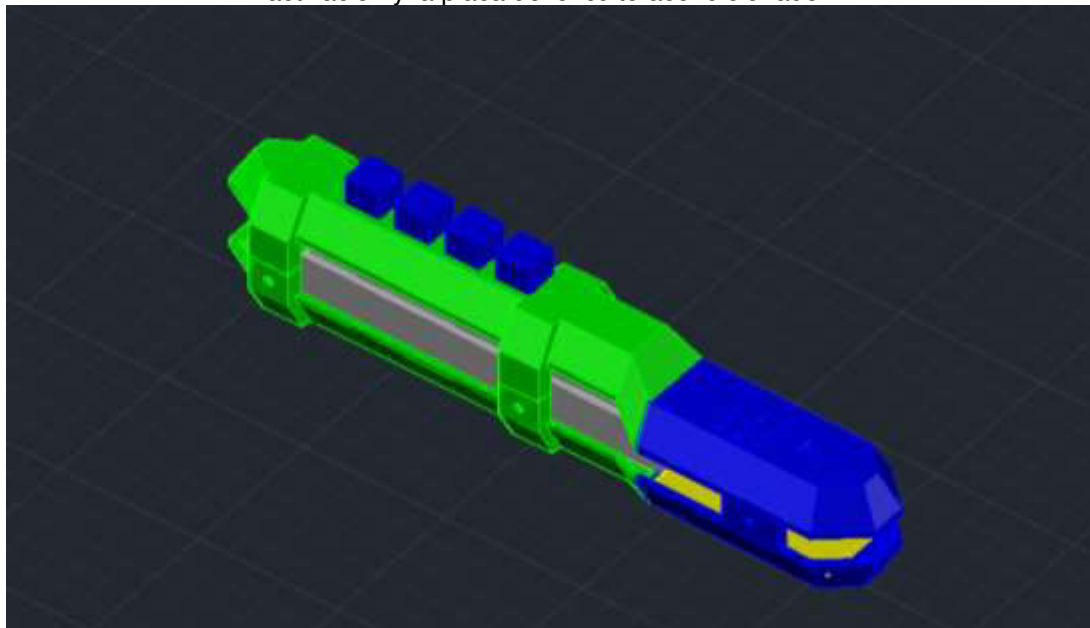


Figura 223. Vista superior del diseño digital del control ensamblado alrededor del mecanismo de activación y la placa del circuito acondicionador.



A continuación se muestran fotografías de las piezas impresas y ensambladas entre sí.

Figura 224. Fotografía de las piezas que conforman el control.

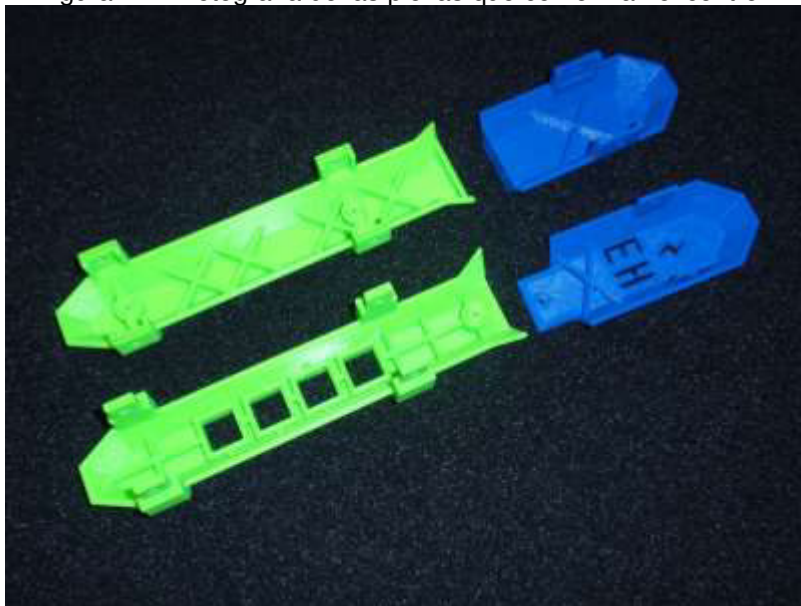


Figura 225. Vista lateral del control.

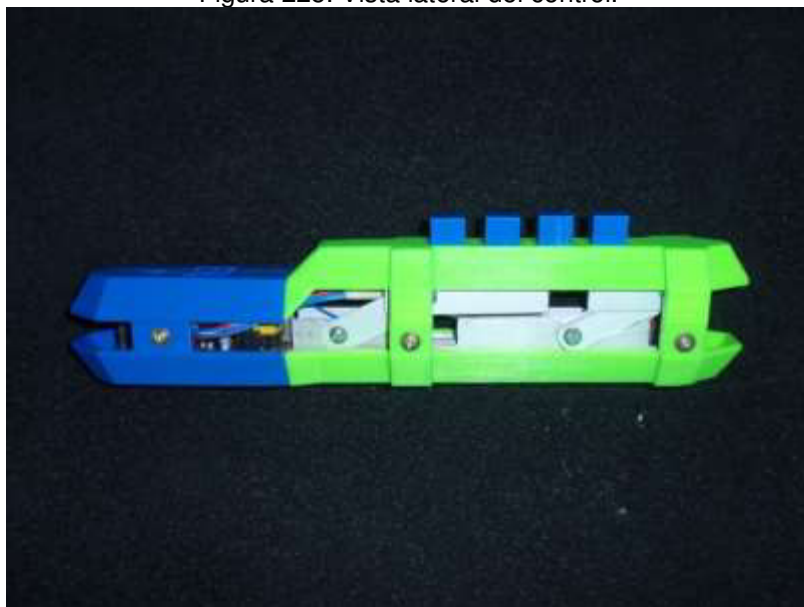


Figura 226. Vista trasera del control.



C. Discusión

Debido a que este experimento es sobre una aplicación del concepto de recolección de energía, es necesario hacer un análisis detallado de cada una de las etapas de las que consta el sistema. Se deben considerar todas las posibles causas de pérdidas o disipación de energía, ya que se está trabajando con cantidades mínimas que hay que aprovechar al máximo.

Como primer paso del experimento, se hicieron mediciones para determinar las características de la energía producida por el chispero piezoeléctrico al ser presionado. Debido a la escala limitada por las características del osciloscopio disponible, no se pudo distinguir hasta qué amplitud llegaban en realidad los picos de voltaje. La solución a esto fue la conexión de la señal a un divisor de voltaje, para que así la relación entre las resistencias del arreglo incidiera sobre la amplitud de la pulsación. De esta manera, al medir el voltaje en la resistencia de menor valor, se podría observar en el osciloscopio una versión escalada de la pulsación original.

Se hicieron pruebas con distintas relaciones entre los valores de las resistencias utilizadas para hacer el divisor de voltaje, las cuales arrojaron resultados muy variados. No se pudo observar un patrón distinguible en las mediciones hasta que se utilizaron valores de resistencias de $100\text{k}\Omega$ contra $1\text{k}\Omega$ y $2\text{k}\Omega$ para producir las reducciones de 100 a 1 y 50 a 1, respectivamente. Con estos valores de resistencias se pudo comprobar que la diferencia de utilizar una relación frente a la otra era efectivamente el doble o la mitad de la amplitud. Como se menciona en los resultados, según estas mediciones, las pulsaciones del chispero se mantienen en un rango de entre 3kV y 7kV pico a pico, lo cual coincide con lo mencionado por varios autores.

Aun así, una variación tan grande en el rango de los resultados no puede considerarse del todo confiable. La irregularidad de las mediciones pudo deberse al método inadecuado de medición, empezando por la incapacidad del osciloscopio de medir directamente la amplitud completa de la pulsación. También se pudo deber a que no se tomaron en cuenta fenómenos como las inductancias y capacitancias parásitas que pueden aparecer y afectar de gran manera mediciones de señales de tan corta duración y tan poca potencia como la producida por el chispero. Otra posible razón de esto puede ser el funcionamiento electromecánico del chispero, que depende de una percusión física que no se puede replicar idénticamente cada vez que se repite. Además, se debe tomar en cuenta la degradación del material piezoeléctrico, que sufre pequeñas fracturas debido los impactos que recibe.

Para poder tener un punto de origen confiable a partir del cual hacer los cálculos y las mediciones del experimento, se decidió analizar al circuito desde el capacitor de almacenaje en la entrada. De esta manera, ya no se estaría trabajando con fenómenos transientes cuya complejidad de análisis es mayor. Después de que la pulsación es reducida por el transformador, y rectificadas por completo con el puente de diodos, el capacitor se carga rápidamente hasta un valor máximo de casi 30V. El valor de la capacitancia se obtuvo luego de hacer varias pruebas con distintos capacitores, hasta obtener el mayor voltaje de carga. Una vez cargado el capacitor, el regulador entraba en funcionamiento, proveyendo un voltaje constante al circuito de transmisión inalámbrica.

Uno de los puntos más importantes de este experimento fue la obtención del consumo real del circuito de transmisión. No se podía fiar de los valores indicados en las hojas de datos del codificador ni del módulo de RF, ya que por lo general en estos documentos se indican valores promedio o típicos y que están sujetos a varias condiciones específicas. Ya que no se contaba con ningún tipo de instrumento que pudiera capturar muestras de mediciones de corriente, se optó por hacer un cálculo de una corriente promedio. La medición se hizo indirectamente, midiendo el tiempo durante el cual el regulador y el circuito de transmisión estuvieran en funcionamiento. Se buscó el valor de resistencia que produjera un mismo tiempo de funcionamiento que el circuito transmisor, ya que este representaría a la carga que consumiría la misma corriente promedio. Esta estrategia resultó ser bastante efectiva, ya que los cálculos basados en la corriente obtenida fueron correctos. Efectivamente, se obtuvo un valor de corriente consumida diferente al indicado por las hojas de datos.

Luego de obtener la corriente consumida por el circuito, se procedió a hacer los cálculos de la energía producida y la energía consumida. La mayor dificultad que se tuvo en esta etapa de los cálculos fue la variabilidad del voltaje en el tiempo. Debido a que el regulador no regula una fuente constante de voltaje, sino que es un capacitor que se va descargando, se tuvo que tomar en cuenta el factor de la dependencia del tiempo. Esto implicó los cálculos de integrales, las cuales se

aproximaron por medio de la técnica de las sumas de Riemann, aprovechando las muestras periódicas que el osciloscopio provee en sus capturas.

Es importante mencionar que el análisis energético se aplicó solamente al intervalo de tiempo durante el cual el regulador se encontraba en modalidad de regulación total, proveyendo al circuito transmisor de un voltaje constante. En el caso de los reguladores de voltaje lineales, como lo es el caso del LD1117 utilizado, es necesario que el voltaje de entrada sea mayor al voltaje de salida por una diferencia mayor que el voltaje de caída intrínseco del regulador (dropout voltage). Por esta razón, el análisis abarcó desde el momento en que el capacitor de entrada se carga a aproximadamente 30V, hasta el momento en que su voltaje se descarga a 4.4V, lo cual sucede entre 15ms y 16ms después. Los fenómenos que se dan posteriormente a este momento no se estudiaron, ya que implican comportamientos fuera de lo ordinario en el funcionamiento tanto del regulador como del circuito transmisor.

Para validar los resultados obtenidos, se comprobó la conservación de la energía en el circuito del transmisor durante el intervalo de funcionamiento. Como se indica en la sección de resultados, los cálculos de las energías de entrada, de salida y de consumo del regulador coincidieron. De los 644 μ J que se cargan en el capacitor con cada pulsación del chispero, aproximadamente 14% se transfieren a través del regulador al circuito transmisor. El resto de la energía es consumida por el mismo funcionamiento del regulador.

Pasando al desempeño del circuito transmisor, se puede ver en los resultados que los 89 μ J consumidos por el circuito solamente le dan energía suficiente para transmitir una trama de pulsos completa. Cada trama transmitida por el codificador consta de un bit de inicio, ocho bits de dirección y cuatro bits de datos. Los unos y los ceros binarios se diferencian por el ancho del pulso transmitido. El problema con el que se tuvo que lidiar en esta parte del experimento fue el protocolo de comunicación que hay entre el codificador HT12E y su respectivo par decodificador HT12D. La arquitectura interna del HT12D tiene implementada un algoritmo que requiere de cuatro recepciones de tramas completas para confirmar una transmisión exitosa.

Debido a esto, se tuvo que descartar la utilización del par de codificador-decodificador. La solución encontrada a esto fue la utilización de un microcontrolador para emular la función del decodificador, pero sin implementar el chequeo de las cuatro transmisiones. Se programó un PIC16F84A para que estuviera detectando en uno de sus pines el ingreso de los patrones correspondientes a los pulsos de una trama emitida por el codificador. La mayor dificultad que se tuvo con esto fue que debido a que el módulo RF de transmisión no está en funcionamiento de forma constante, el módulo RF de recepción recibe y detecta ruido. Ya que los módulos RF son simplemente un canal de comunicación, el encargado de distinguir entre el ruido y los datos reales tenía que ser el microcontrolador. Esto se logró por medio de un algoritmo que analiza la validez bit por bit de la señal recibida. Se hace una medición del tiempo que pasa entre cada flanco de subida

y el siguiente flanco de bajada, para poder identificar si el pulso representa un uno o un cero binario o simplemente es ruido.

Para que todo el sistema funcionara correctamente, había que construir una estructura mecánica que acoplara interruptores conectados a los pines de datos del codificador y que al mismo tiempo facilitara la presión del chispero. De esta manera, se tendrían cuatro comandos diferentes para poder transmitir por el codificador hacia el sistema de control. Se hicieron varias versiones del mecanismo de palanca, hasta que al final se diseñó un sistema de doble manivela. Se descartó el mecanismo de palanca debido al movimiento radial que el brazo de palanca sigue al ser presionado, lo cual dificultaría bastante la integración de los botones al mismo. La doble manivela, en cambio, hace que el brazo de palanca móvil baje linealmente de forma uniforme al hacer la presión del chispero. Esto permitiría que los botones del control se colocaran de forma más fácil sobre la estructura.

El diseño del circuito impreso del transmisor se hizo tomando en cuenta que debía ser lo más pequeño y compacto posible, y que debía estar unido al mecanismo de activación del chispero. Además, había que considerar que habría varias conexiones entre el circuito impreso y elementos ubicados en varias partes del mecanismo. Por otra parte, el circuito receptor se fabricó como parte del circuito de control del megaproyecto.

Para hacer al sistema más ergonómico y cómodo para el usuario, se debía diseñar una estructura externa para contener y proteger al mecanismo de activación y a la placa del circuito de acondicionamiento. Esto también evitaría que el usuario accidentalmente recibiera la descarga del chispero. Se buscó lograr un sistema que luciera como un producto terminado y fácil de usar. Se decidió hacer el diseño de esta estructura externa con base en la impresión de piezas tridimensionales, debido a las ventajas que esta técnica presenta frente a otros métodos de fabricación. Todas las piezas se moldearon fácilmente y con gran precisión, con las dimensiones y formas requeridas, por medio de software de diseño tridimensional. Esto permitió ensamblar al mecanismo de activación y a la placa del circuito impreso de una manera más elegante y compacta, por medio de piezas fabricadas a la medida.

Integrando todo el sistema, se pudo desarrollar una aplicación de recolección de energía totalmente funcional, que aprovecha la energía producida por la mano al momento de presionar los botones de un control o mando a distancia. En este caso, el concepto de la recolección de energía permite al control funcionar de manera autónoma sin la necesidad de baterías o de alguna fuente de poder más que la energía recolectada. Aunque se puedan hacer bastantes mejoras al diseño del producto final, el sistema desarrollado demuestra la posibilidad de utilizar energía recolectada para sustituir total o parcialmente la energía provista por baterías en dispositivos de bajo consumo.

XIII. Integración de módulos

A. Diseño

1. Integración entre módulo de potencia y módulo de algoritmo de control. Para integrar el módulo de potencia con el módulo de algoritmo de control, se utilizó la función 'Enviar Rutina' mostrada en la Figura 112 de la sección Diseño e Implementación de Sistema de Actuadores y Sensores. Se eliminaron las tablas de rutina utilizadas y se reemplazaron por seis tablas de rutinas diferentes que permiten realizar combinaciones y obtener cuatro funciones. Todas las funciones comienzan con ambas piernas sobre el suelo y en posición vertical como se muestra en la Figura 227 y la Figura 228 y terminan en la misma posición. En el caso de las funciones para dar un paso se utilizan únicamente las rutinas de paso inicial y paso final, obteniendo el movimiento mostrado en la Figura 227 y para las funciones que reproducen un ciclo de marcha completa, se utilizan las rutinas paso inicial, ciclo completo y paso final, generando el movimiento presentado en la Figura 228.

Figura 227. Función de paso.

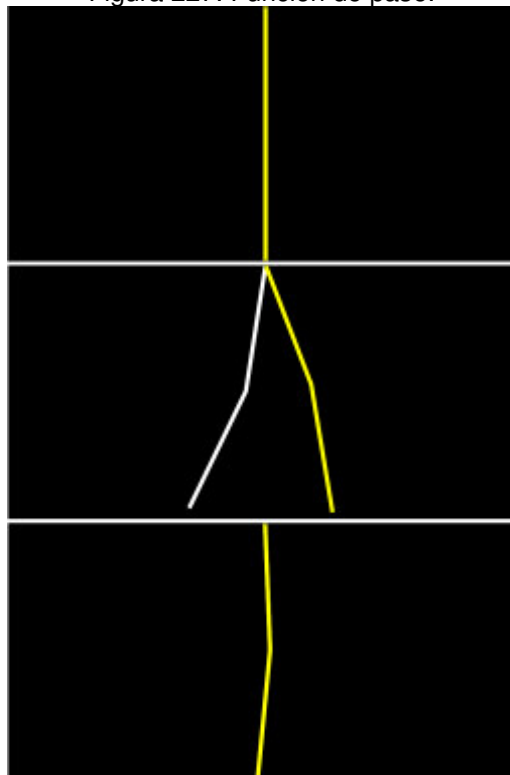
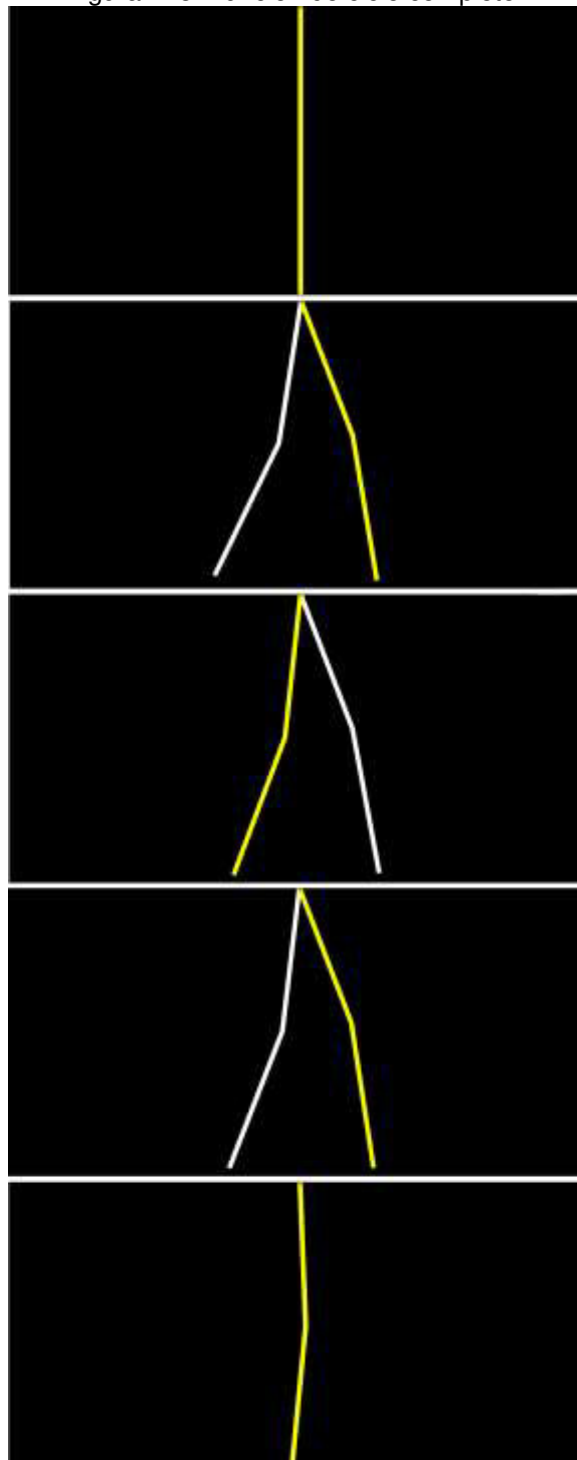


Figura 228. Función de ciclo completo.



Los diagramas de flujo que se pueden observar en la Figura 229, Figura 230, Figura 231 y Figura 232 indican cómo se reproduce cada una de las funciones implementadas, la diferencia es que en la Figura 229 y la Figura 230 se comienza con la pierna derecha y en la Figura 231 y la Figura 232 se comienza con la pierna izquierda.

Figura 229
Función paso,
empezando con
pierna derecha.

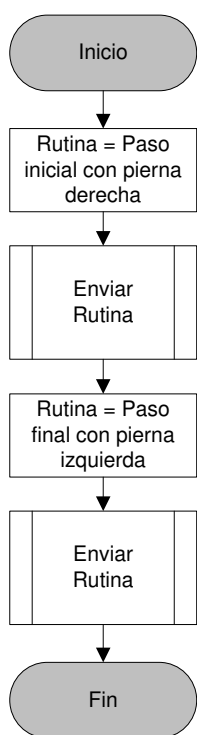


Figura 230.
Función ciclo
completo,
empezando con
pierna derecha.

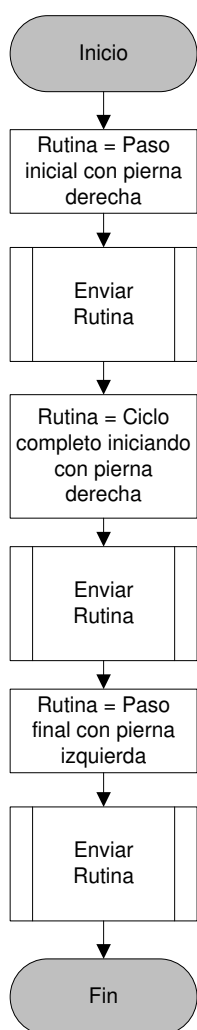


Figura 231.
Función paso,
empezando con
pierna izquierda.

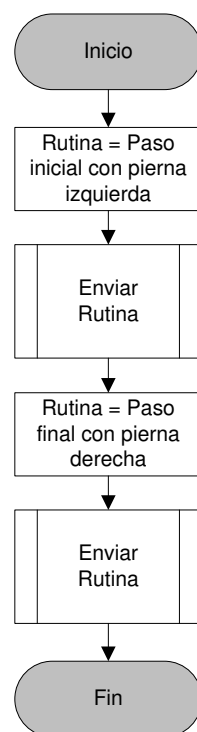
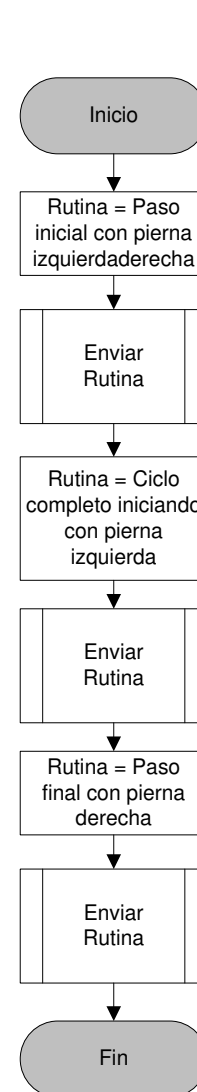
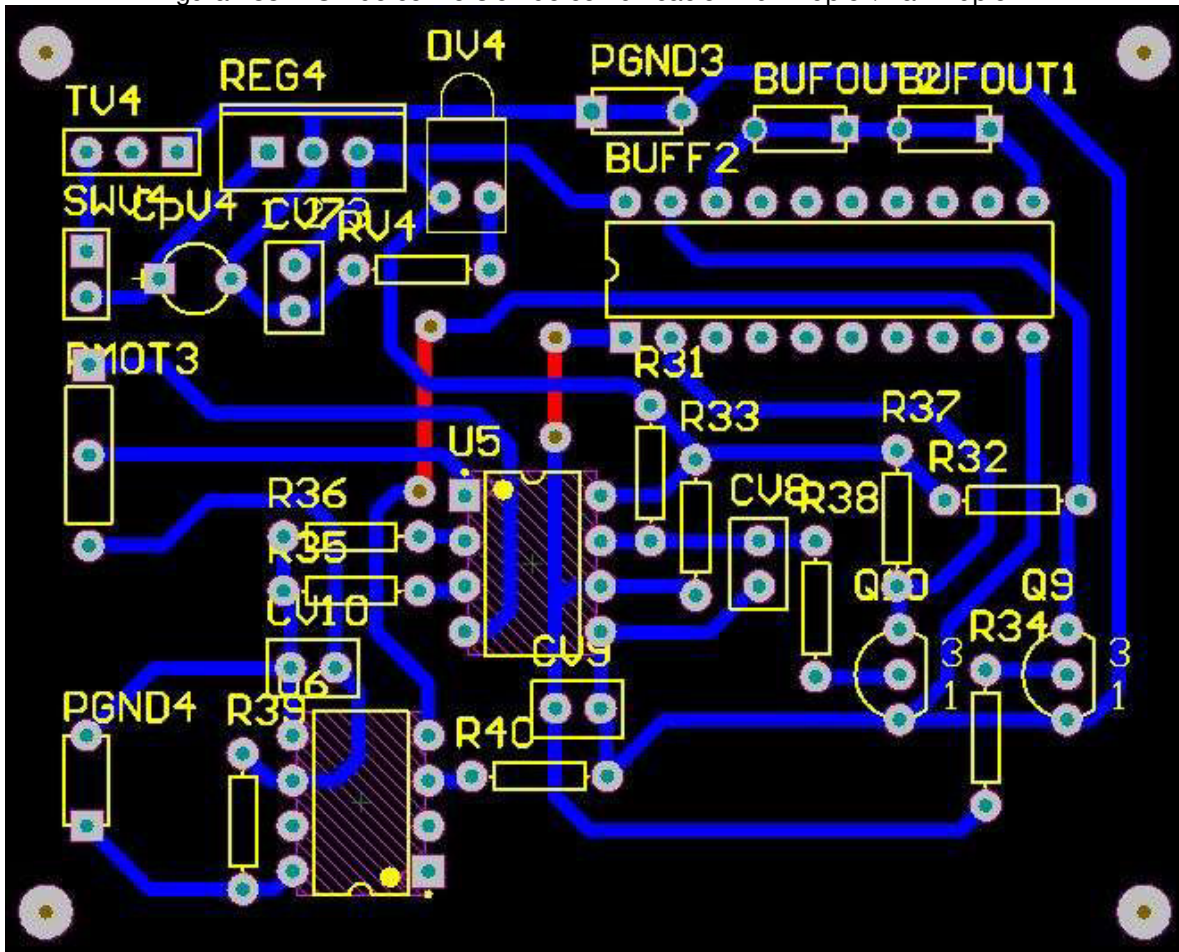


Figura 232.
Función ciclo
completo,
empezando con
pierna izquierda.



Como se mencionó en la sección Diseño e Implementación de Sistema de Actuadores y Sensores, fue necesario implementar un convertidor de comunicación Full-Duplex/Half-Duplex aislado de la placa de control mediante optoacopladores. En la Figura 233 se muestra el diagrama del PCB implementado que luego se acopló a la estructura y se conectó a la placa de control.

Figura 233. PCB de conversión de comunicación Full-Duplex/Half-Duplex.



2. Integración entre módulo de estructura y módulo de potencia. Primeramente se aseguraron los motores a las adaptaciones que se encuentran en la estructura y se aseguraron por medio de tornillos. La estructura con motores ensamblados se puede observar en la Figura 234. Se cableó a los motores la alimentación proveniente de los reguladores de voltaje de las baterías con cable 20 AWG. Estos cables se introdujeron dentro de un tubo de plástico flexible para evitar que los mismos se enredaran en la estructura o entre sí. Para proveerle de mayor movilidad al sistema, se colocaron las baterías sobre el andador el cual es un elemento externo a la estructura que el usuario utiliza para apoyarse y guardar el equilibrio. Ambos elementos se pueden observar en la Figura 235 y Figura 236. Sobre este mismo andador se colocaron las placas de regulación de

voltaje que proveen de voltaje a los motores las cuales están creadas de la manera indicada en la Figura 237.

Figura 234. Estructura con los motores acoplados.



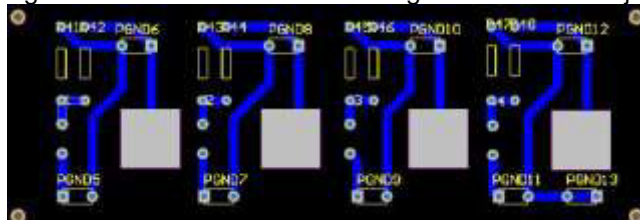
Figura 235. Andador de soporte con ruedas.



Figura 236. Batería con base para sujeción a andador.



Figura 237. PCB Circuito de los reguladores de voltaje.



3. Integración entre módulo de algoritmo de control con módulo de recolección de energía y módulo de electromiografía. El módulo de algoritmo de control necesita como entradas a los comandos generados por el módulo de recolección de energía y el módulo de electromiografía. Por lo tanto, fue necesario establecer protocolos de comunicación entre ambos. La comunicación con el módulo de electromiografía se realiza por medio de un canal UART programado para funcionar en modalidad FULL-DUPLEX. Por su parte, el control del módulo de recolección de energía se comunica con el módulo de algoritmo mediante una configuración de dos bits en paralelo, con un tercer bit por el cual se envía un pulso como indicación a la existencia de un nuevo comando.

En la Figura 238 puede observarse un diagrama de bloques que muestra la comunicación que se utiliza entre los microcontroladores y en la Tabla 38 se muestran los comandos que pueden enviarse con ambas modalidades. Con el microcontrolador de control por señales electromiográficas se envían cuatro bytes, donde el último representa la función que se va a realizar. Después de recibir el último byte el microcontrolador principal le envía un byte al microcontrolador de control por señales electromiográficas para indicar que el comando se recibió y

no tiene que enviarlo otra vez. Para el control inalámbrico sin baterías, el pulso que indica la existencia de un nuevo comando se detecta en con pin RB0 del microcontrolador principal, utilizando un interrupción externa. Al activarse la interrupción se leen los datos en RB1 y RB2, con los que se forma un comando y se ejecuta la función indicada.

Figura 238. Diagrama de bloques de interacción entre microcontroladores.

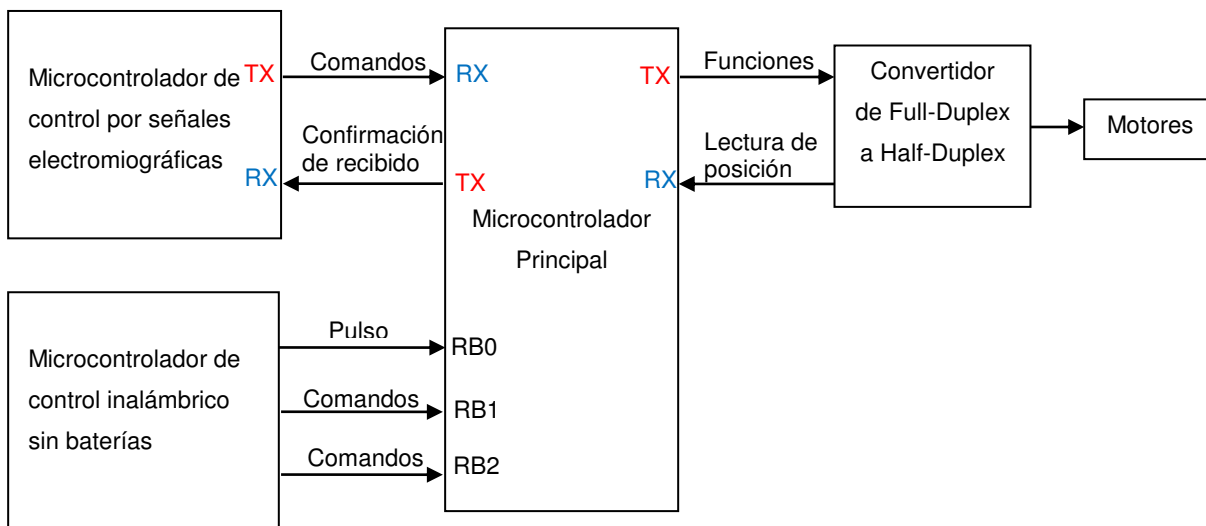
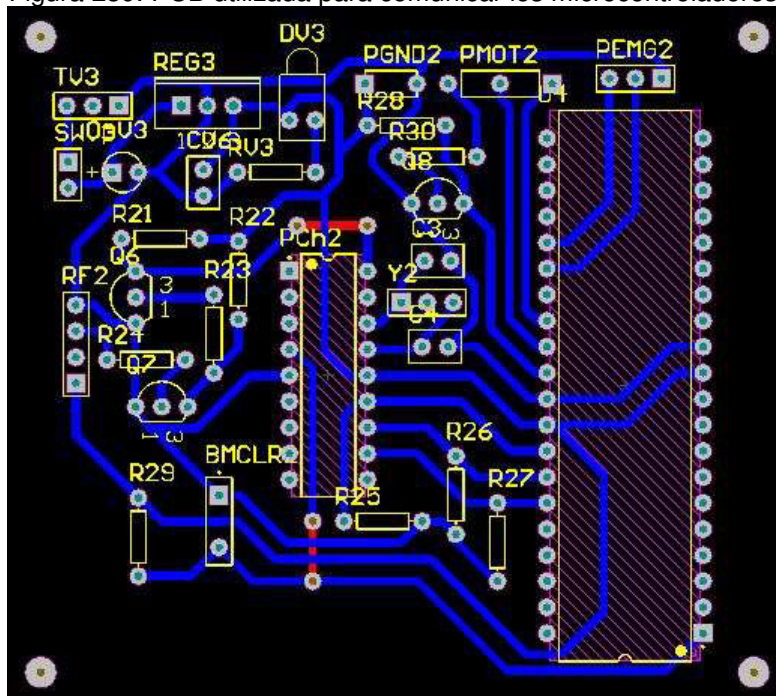


Tabla 38. Comandos enviados por los módulos de electromiografía y recolección de energía, con sus respectivas funciones.

Comando recibido por UART proveniente del módulo de electromiografía				Comando de control sin baterías						Instrucción ejecutada
				PIC16F84A			PIC18F45K22			
				RB7	RB5	RB6	RB0	RB1	RB2	
0xFF	0xFF	0xF0	0x00	Pulso	0	0	Pulso	0	0	Paso empezando con la pierna derecha
0xFF	0xFF	0xF0	0x01	Pulso	0	1	Pulso	0	1	Ciclo completo empezando con la pierna derecha
0xFF	0xFF	0xF0	0x02	Pulso	1	0	Pulso	1	0	Paso empezando con la pierna izquierda
0xFF	0xFF	0xF0	0x03	Pulso	1	1	Pulso	1	1	Ciclo completo empezando con la pierna izquierda

En la Figura 239 puede observarse el diagrama de la PCB utilizada, para realizar la interacción entre los microcontroladores. El microcontrolador principal y el receptor del control inalámbrico sin baterías se incluyeron en la misma placa, también se incluyeron terminales que permiten conectar mediante cables las salidas de la placa en la que se encuentra el microcontrolador de control por señales electromiográficas.

Figura 239. PCB utilizada para comunicar los microcontroladores.



B. Resultados

A continuación se muestran las comparaciones entre los datos de posición enviados y la retroalimentación recibida por parte de los motores que representan cada articulación. Además se puede observar el comportamiento de la corriente, obtenido también con la retroalimentación de los motores. Para el comando del ciclo de marcha enviado desde la PC, los resultados pueden observarse de la Figura 240 a la Figura 248.

Figura 240. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante un ciclo de marcha.

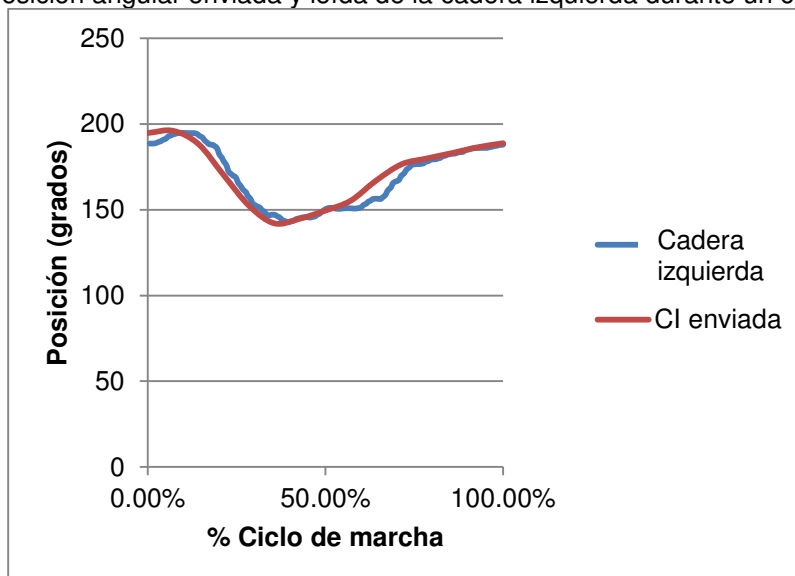


Figura 241. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante un ciclo de marcha.

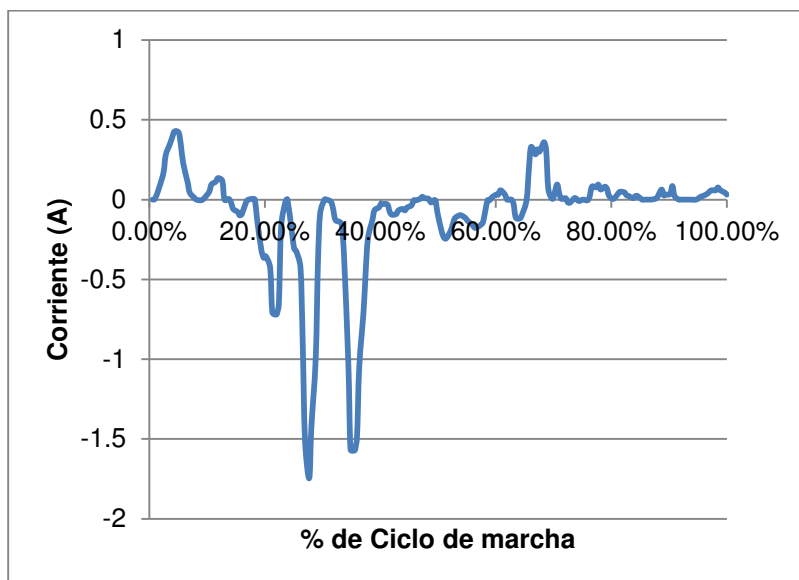


Figura 242. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha.

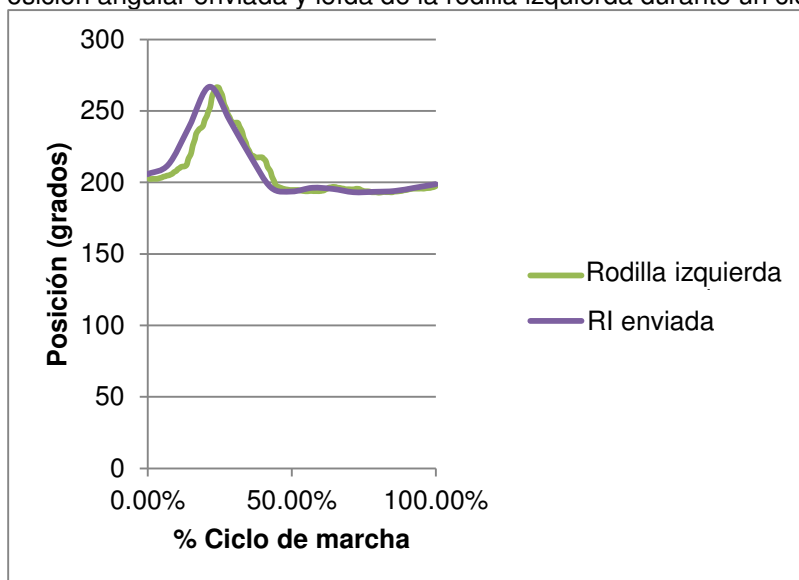


Figura 243. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha.

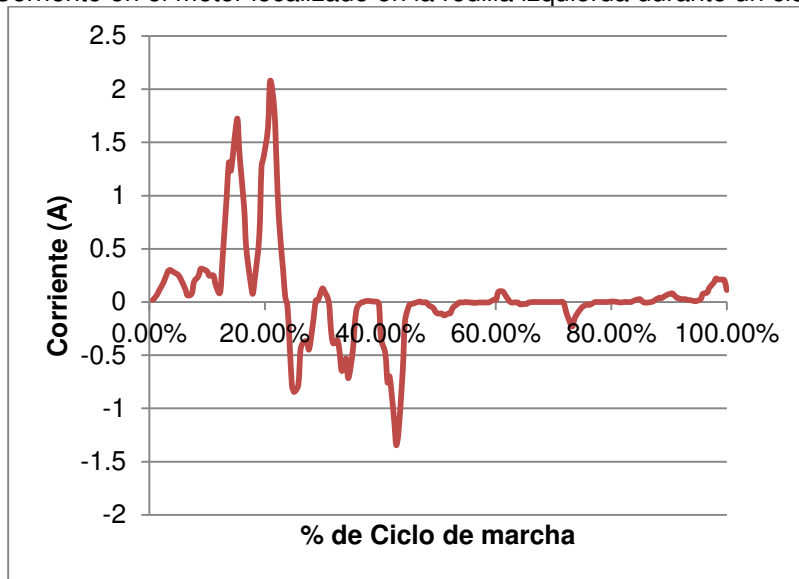


Figura 244. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante un ciclo de marcha.

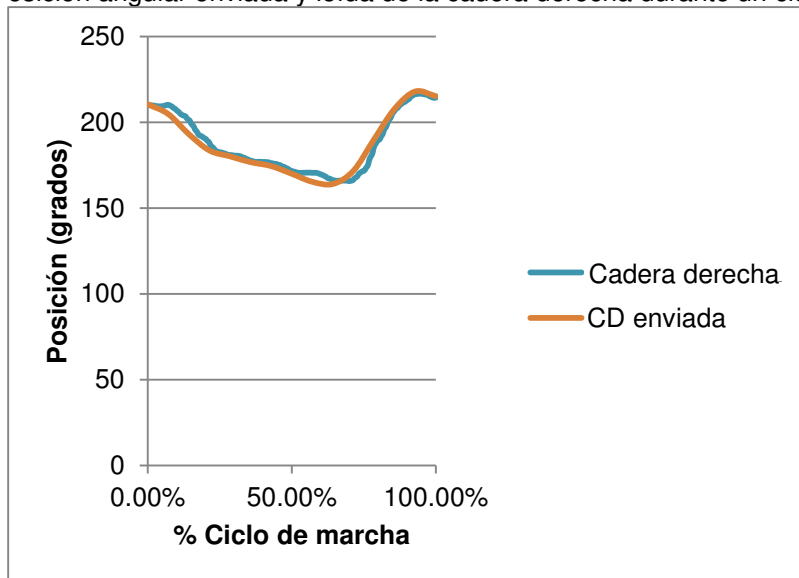


Figura 245. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante un ciclo de marcha.

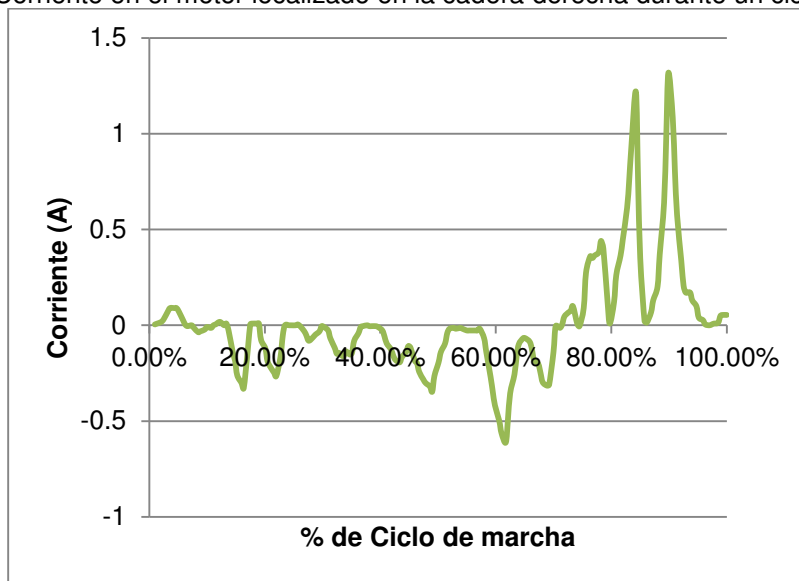


Figura 246. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante un ciclo de marcha.

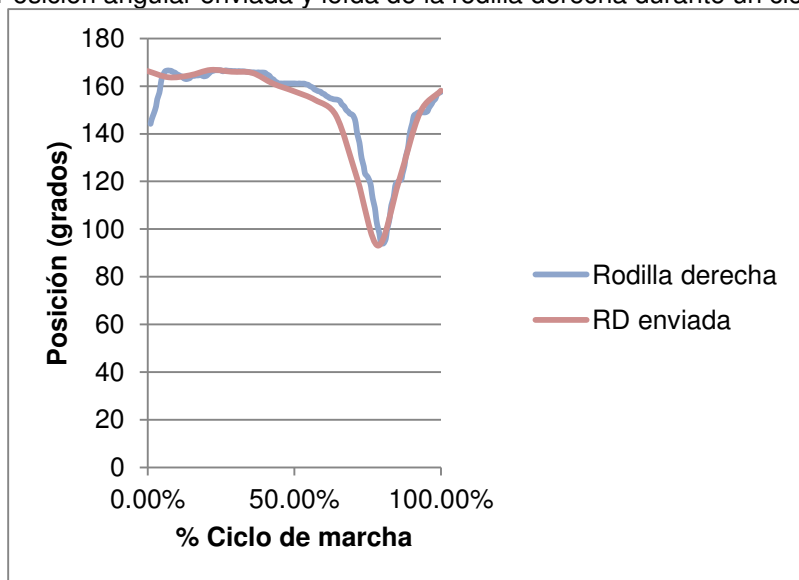


Figura 247. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante un ciclo de marcha.

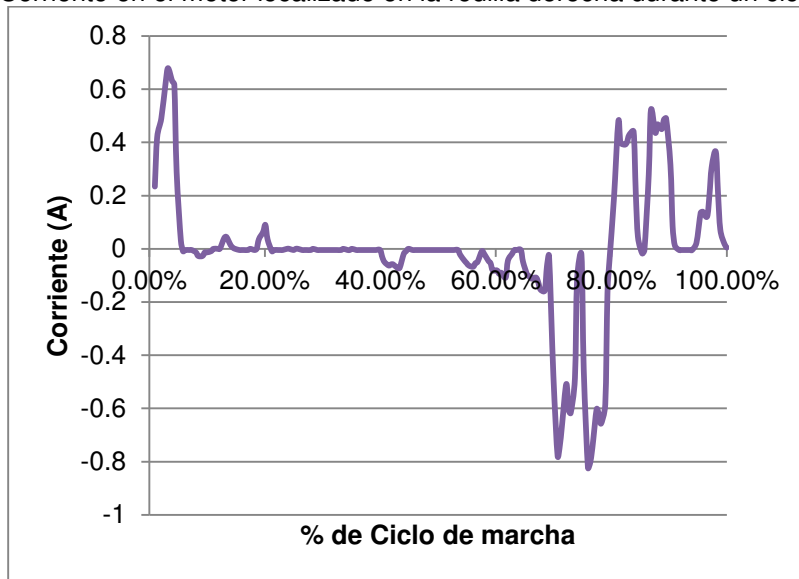
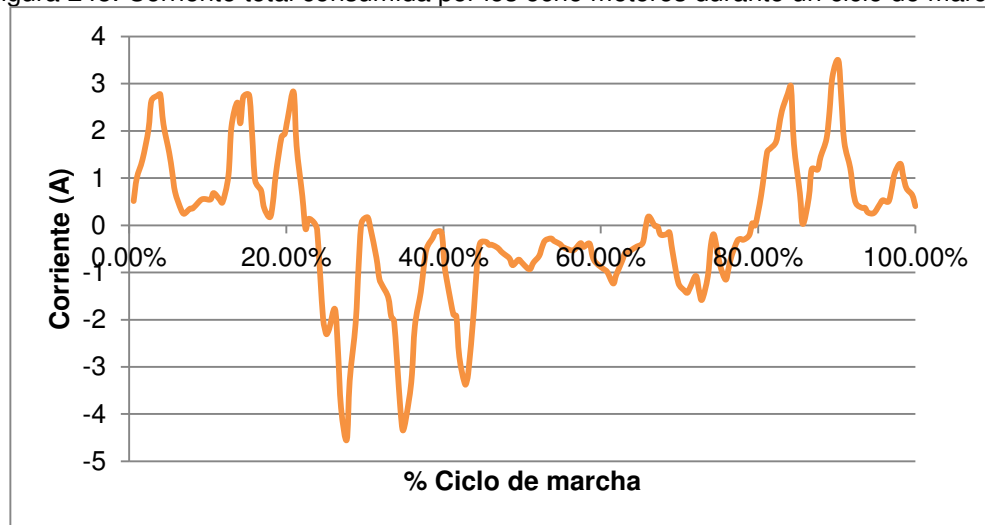


Figura 248. Corriente total consumida por los ocho motores durante un ciclo de marcha.



De la Figura 249 a la Figura 257 se muestran las comparaciones entre los datos de posición enviados y la retroalimentación recibida por parte de los motores que representan cada articulación. Además se puede observar el comportamiento de la corriente, obtenido también con la retroalimentación de los motores. Al igual que en las figuras anteriores, se utilizó el comando de ciclo de marcha enviado desde la PC, pero se produjeron errores durante la ejecución.

Figura 249. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

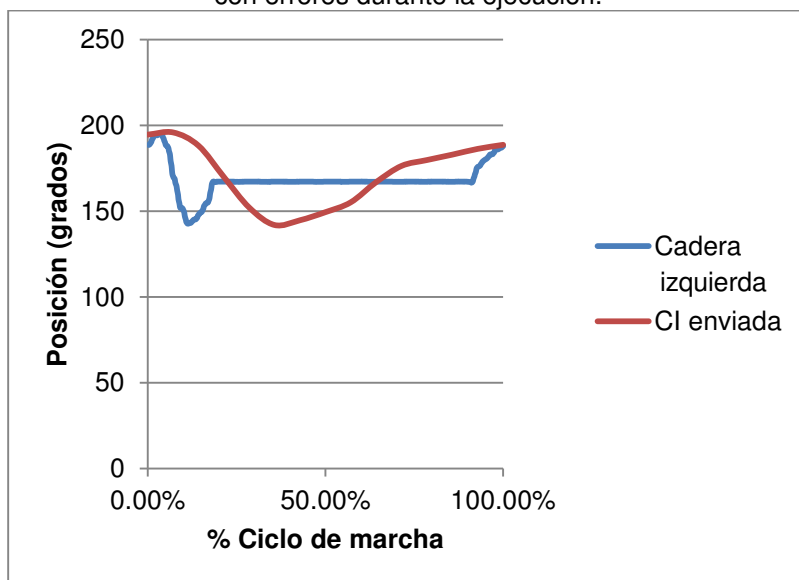


Figura 250. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

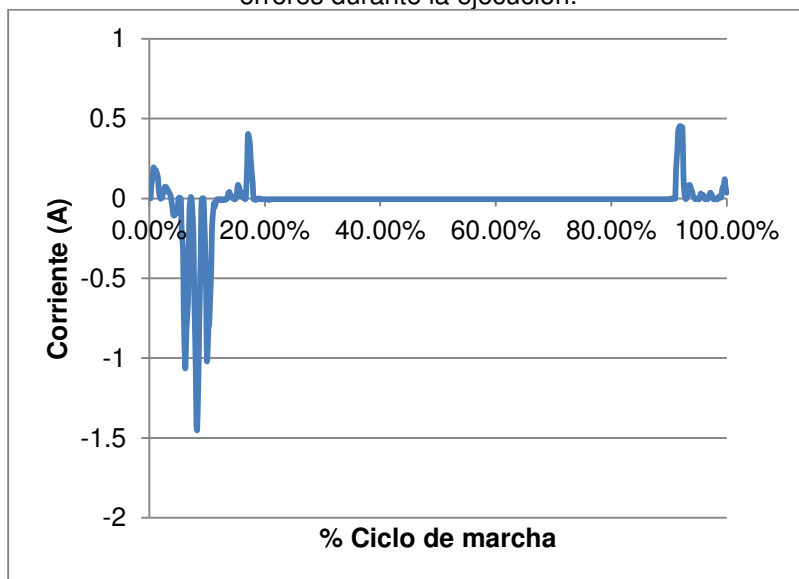


Figura 251. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

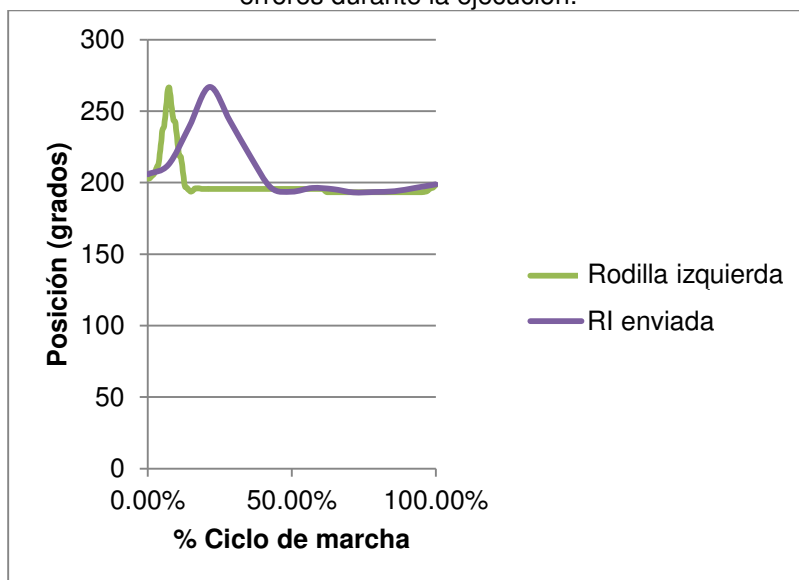


Figura 252. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

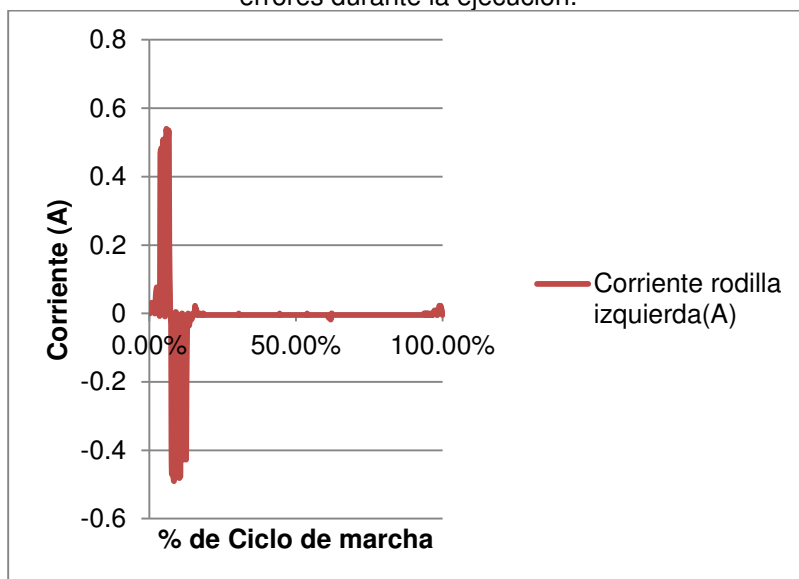


Figura 253. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

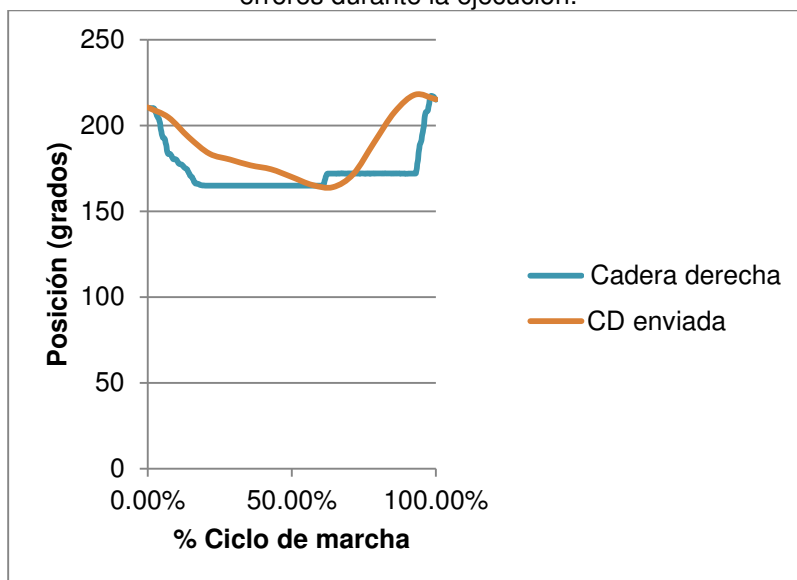


Figura 254. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

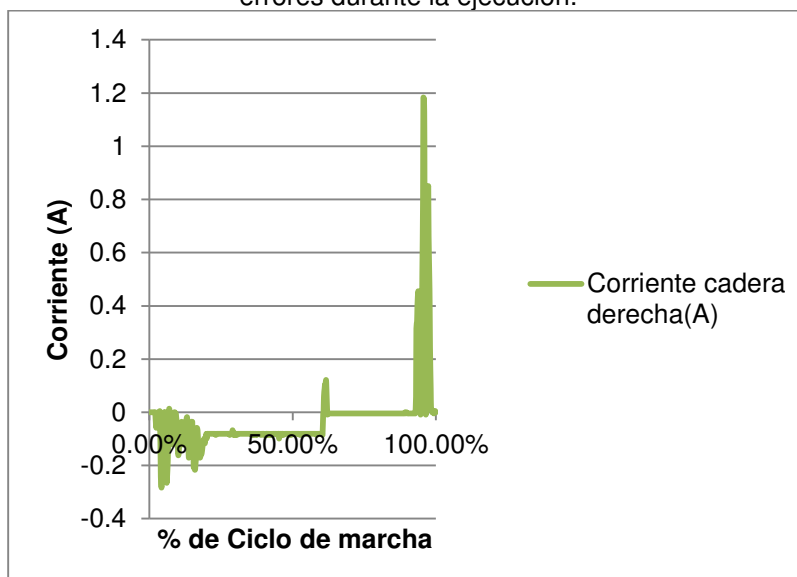


Figura 255. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

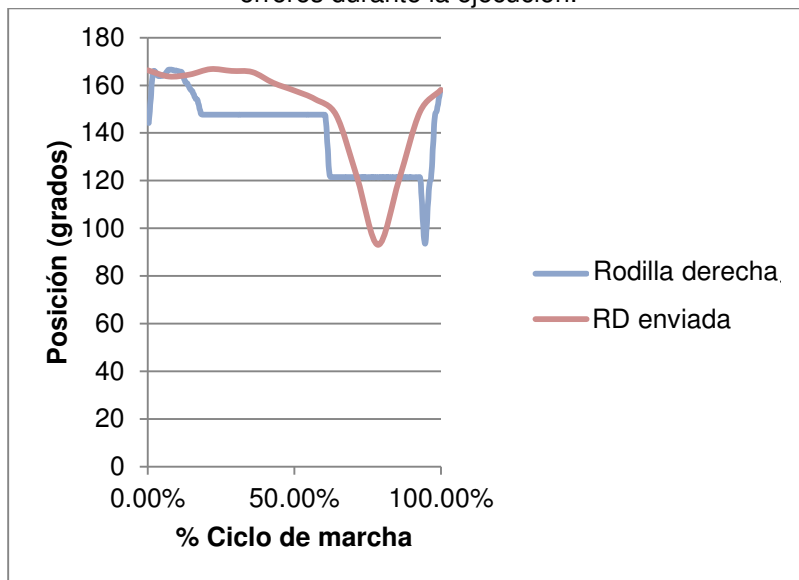


Figura 256. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante un ciclo de marcha, con errores durante la ejecución.

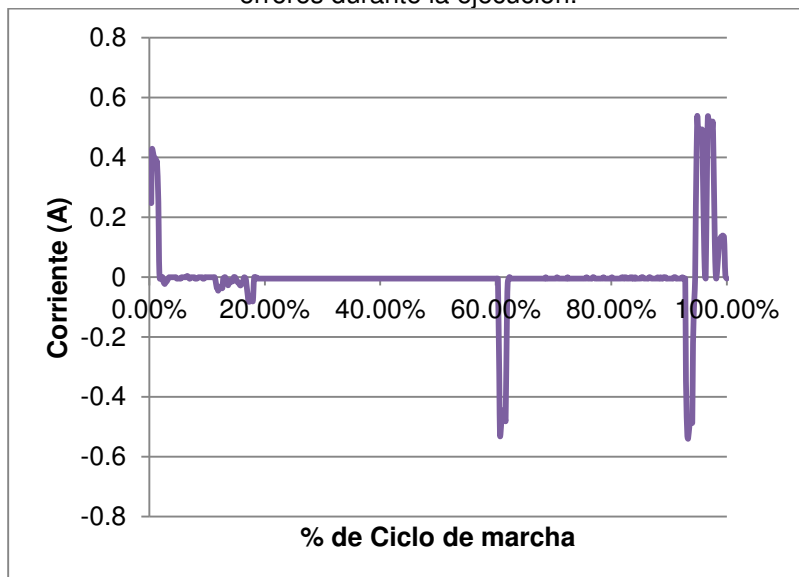
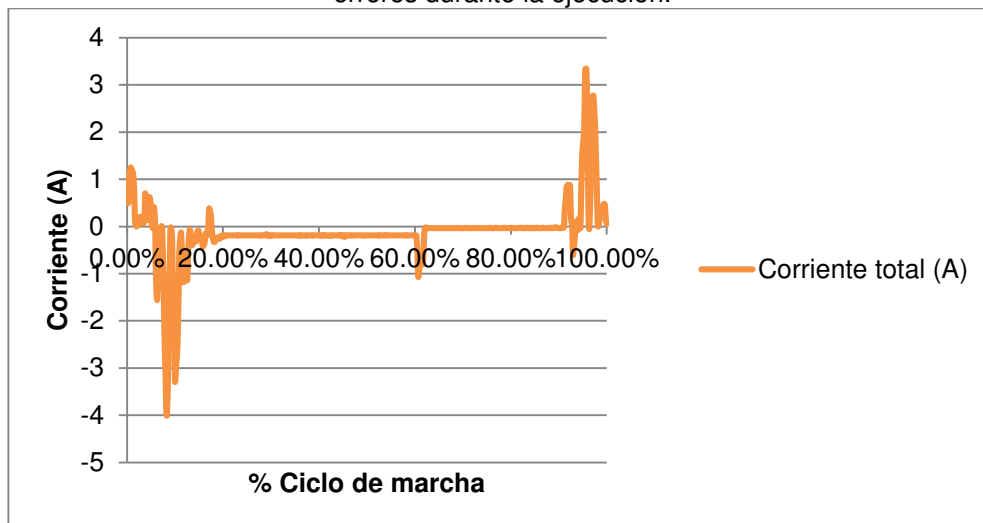


Figura 257. Corriente total consumida por los ocho motores durante un ciclo de marcha. con errores durante la ejecución.



Como parte de la integración de módulos se reprodujeron las rutinas definidas por el módulo de algoritmo de control. En seguida se muestra la comparación de posiciones y la lectura de corriente durante la ejecución del comando 'Paso comenzando con la pierna derecha'. Dichos resultados se presentan de la Figura 258 y la Figura 266.

Figura 258. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.

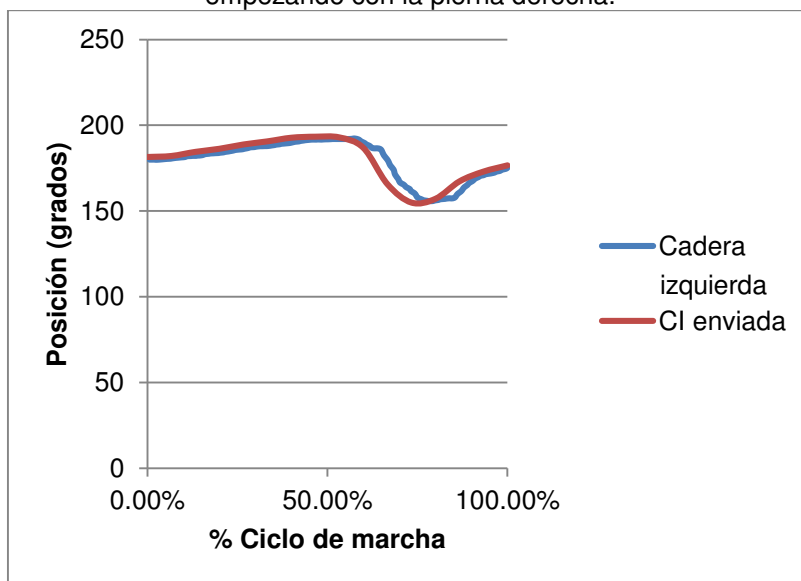


Figura 259. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.

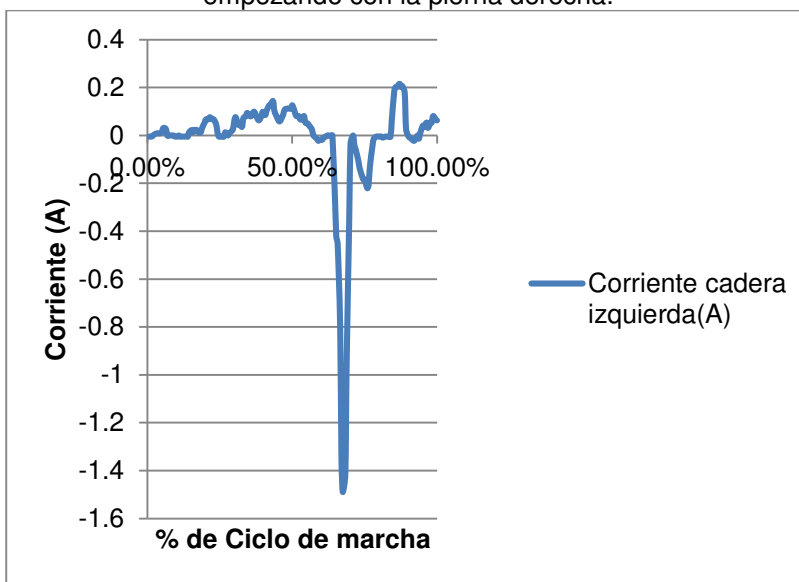


Figura 260. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.

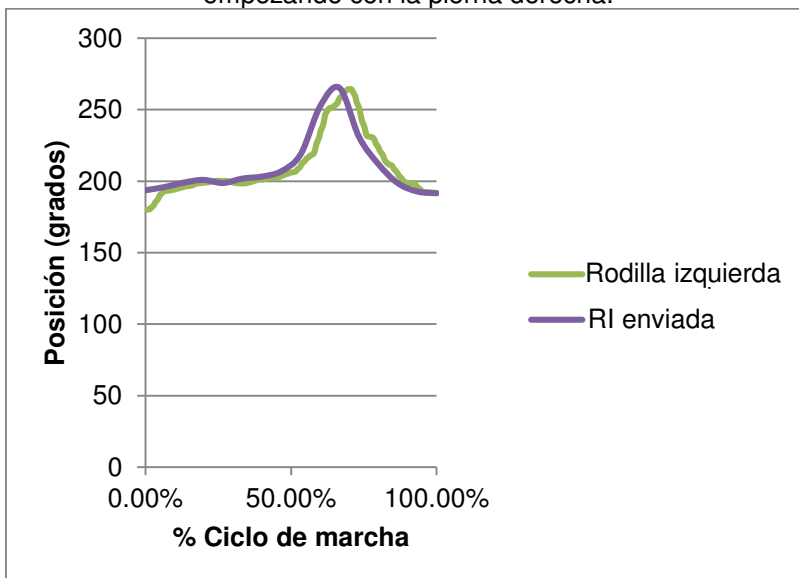


Figura 261. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante la función paso empezando con la pierna derecha.

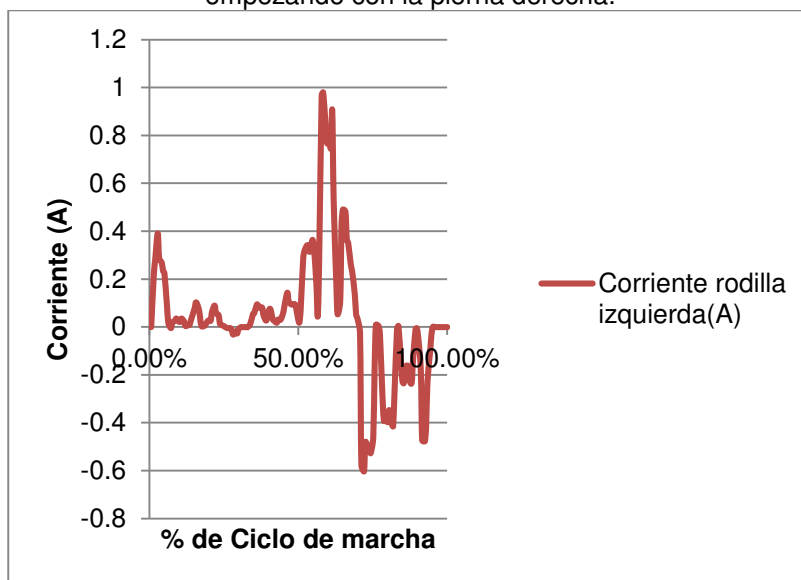


Figura 262. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.

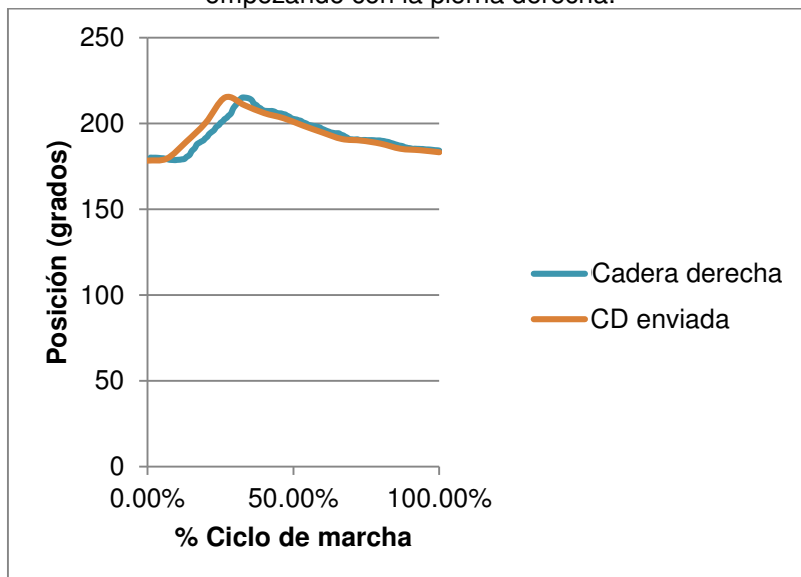


Figura 263. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.

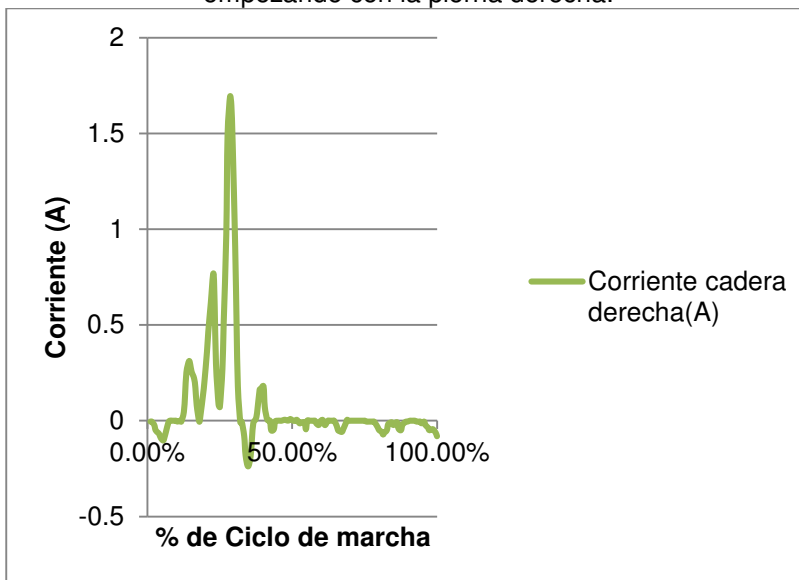


Figura 264. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.

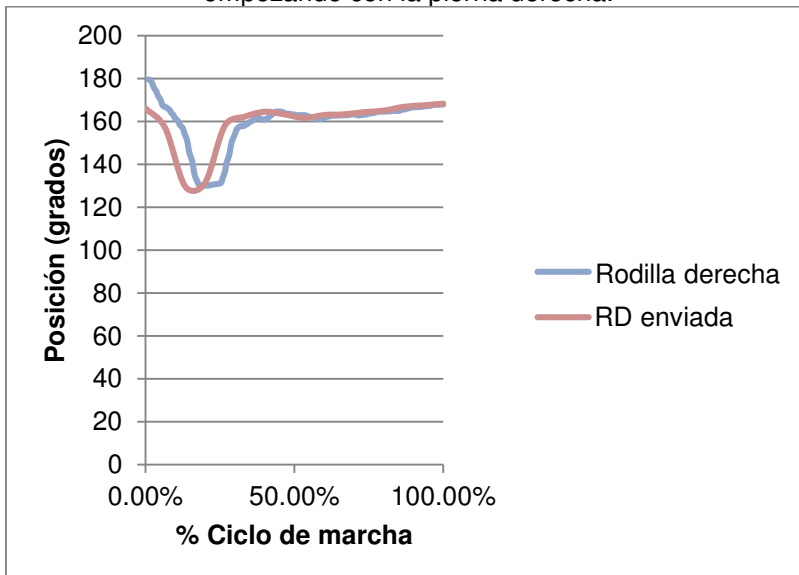


Figura 265. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante la función paso empezando con la pierna derecha.

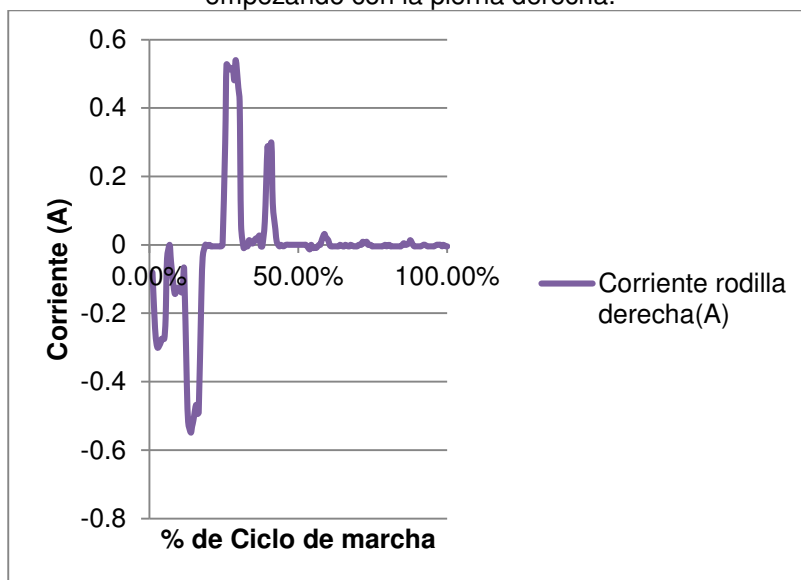
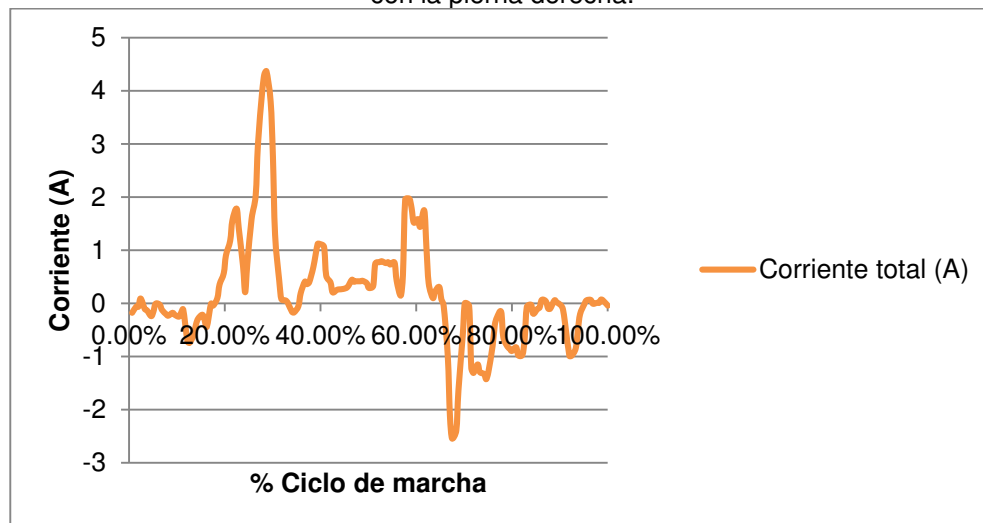


Figura 266. Corriente total consumida por los ocho motores durante la función paso empezando con la pierna derecha.



Similar a las series de resultados anteriores, se obtuvieron los datos presentados de la Figura 267 a la Figura 275. Estos muestran la comparación de posición y corriente recibida durante la reproducción del comando 'Ciclo completo comenzando con la pierna derecha'.

Figura 267. Posición angular enviada y leída de la cadera izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

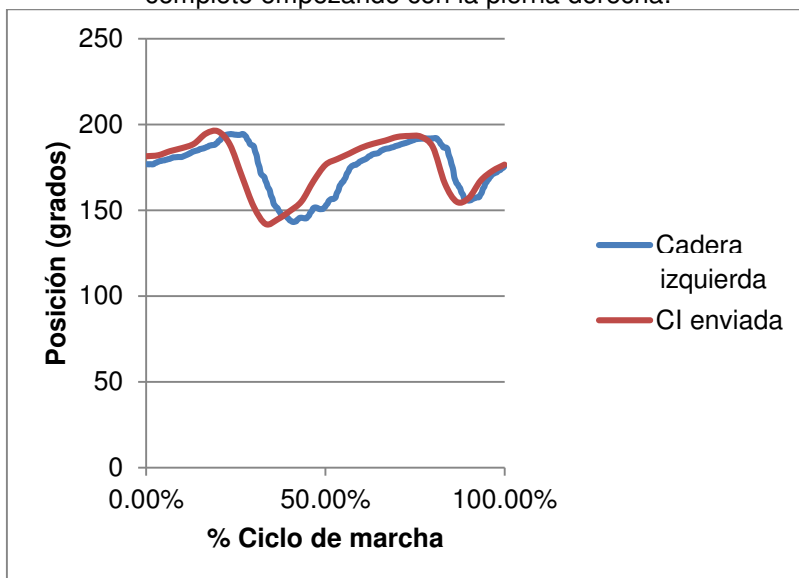


Figura 268. Corriente en el motor localizado en la cadera izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

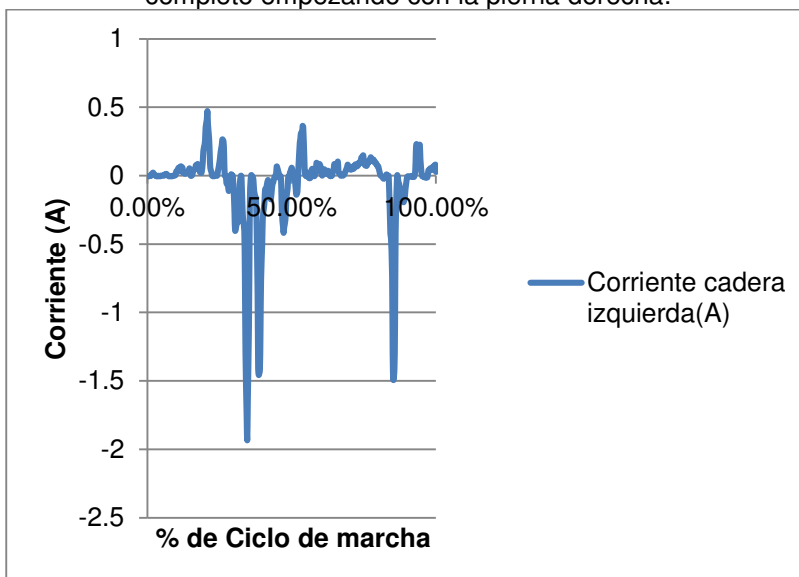


Figura 269. Posición angular enviada y leída de la rodilla izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

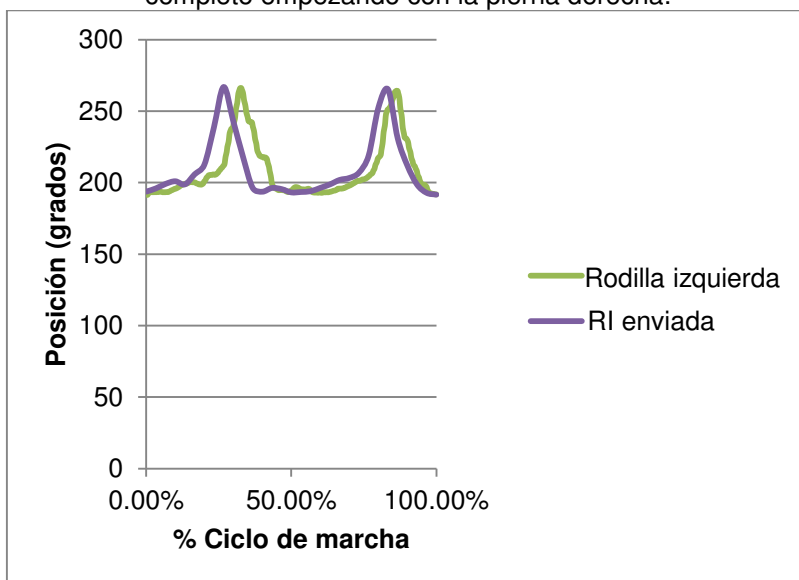


Figura 270. Corriente en el motor localizado en la rodilla izquierda durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

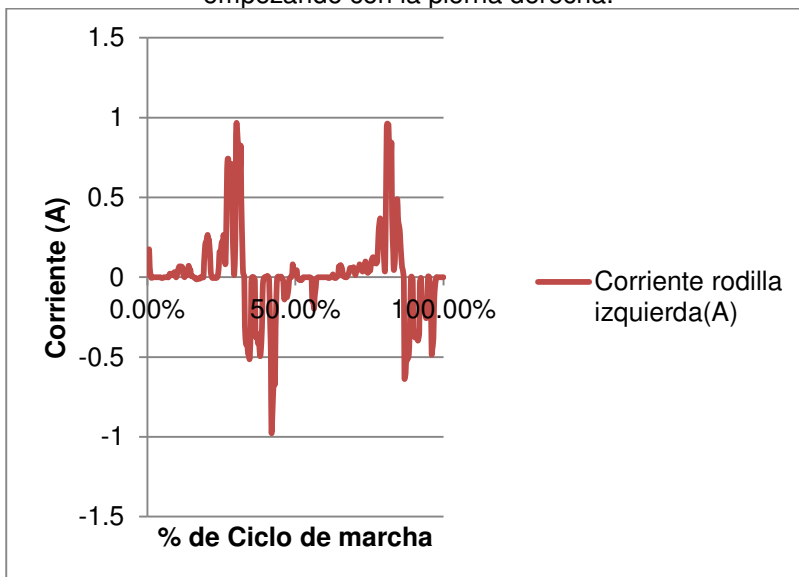


Figura 271. Posición angular enviada y leída de la cadera derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

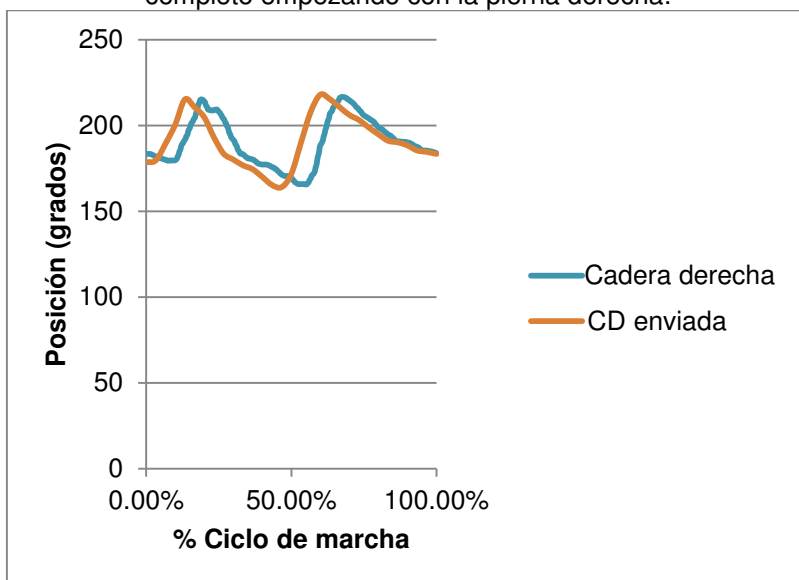


Figura 272. Corriente en el motor localizado en la cadera derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

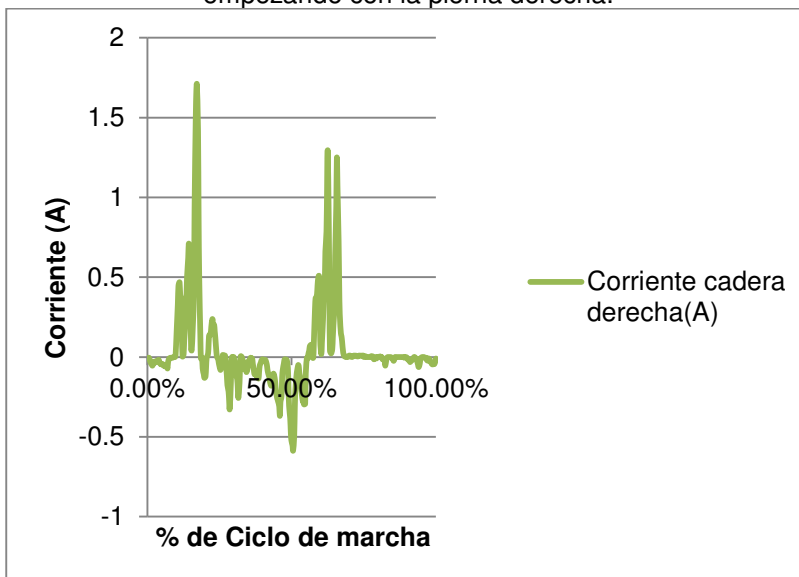


Figura 273. Posición angular enviada y leída de la rodilla derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

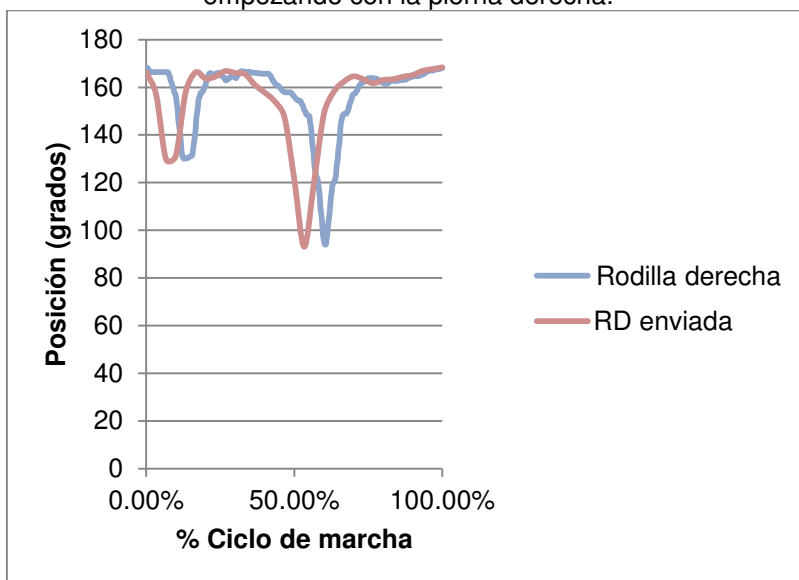


Figura 274. Corriente en el motor localizado en la rodilla derecha durante la función ciclo completo empezando con la pierna derecha.

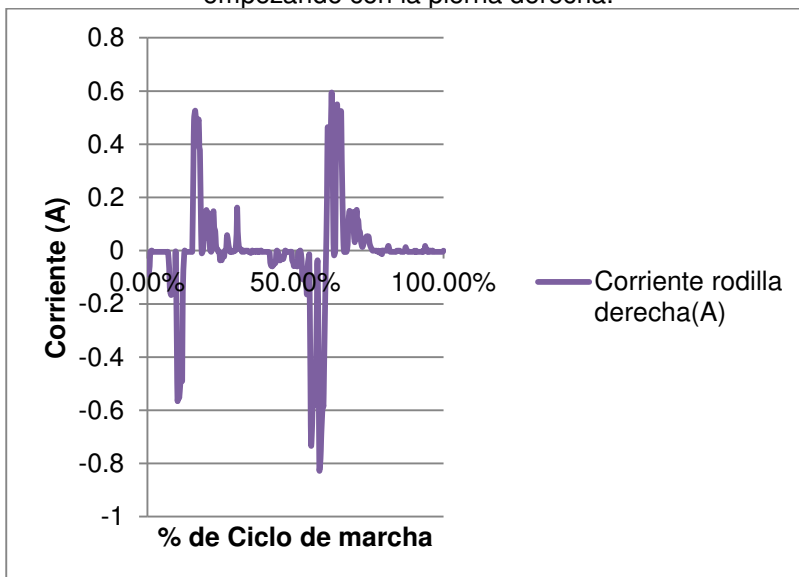
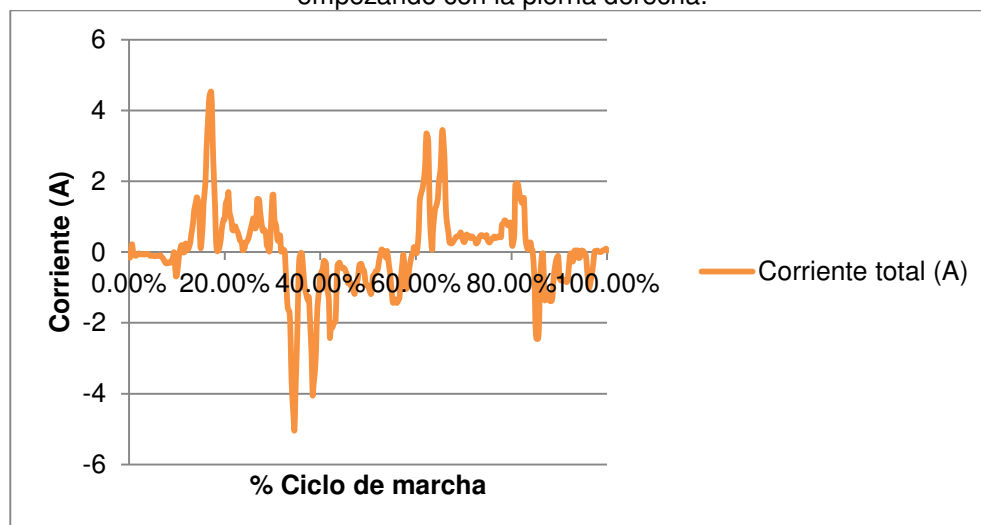


Figura 275. Corriente total consumida por los ocho motores durante la función ciclo completo, empezando con la pierna derecha.



C. DISCUSIÓN

La integración del módulo estructural con el módulo de potencia implicó la alineación de los motores para evitar problemas de sincronización entre los actuadores de cada articulación. Cabe mencionar que hubo ciertos momentos en los cuales fue necesario realinear los motores a la estructura ya que la posición real de la estructura no concordaba con la posición de los motores. Al suceder esto los motores no seguían avanzando por lo que el sistema se quedaba atorado tal como lo muestran la Figura 249, Figura 251, Figura 253 y Figura 255. Sin embargo, este problema se corrigió alineando primero los dientes del engrane verificando su correcto movimiento y luego asegurando los motores a la estructura. De esta manera se garantiza que no haya juego entre los dientes de los engranes, pues esta era la causa que ocasionaba el problema. En cuanto al sistema de apoyo externo, se debe indicar que fue un soporte idóneo para las baterías y la placa impresa de los reguladores. Con este sistema, el usuario no debe cargar las baterías y éstas se desplazan fácilmente con el movimiento de la estructura por las ruedas que tiene el andador. Asimismo las conexiones quedan fuera del rango de movimiento del usuario por lo que no sería posible que el usuario tropezara con los cables de alimentación.

El módulo de algoritmo de control no ocasionó problemas en el momento de la integración. Las funciones programadas por dicho módulo para detectar los comandos enviados por el módulo de electromiografía o el de recolección de energía se incluyeron en el programa utilizado para el control de velocidad y posición. Para comprobar el funcionamiento, se oprimieron los botones del control sin baterías y los resultados fueron los esperados, obteniendo comparaciones como las que se muestran de la Figura 258 a la Figura 275. Estas comparaciones demuestran que cada botón generó el comando establecido anteriormente por el módulo de recolección de energía. En cuanto a los comandos provenientes de la placa de control por señales electromiográficas, se llevaron a

cabo pruebas realizando las contracciones requeridas con cada pierna. Los movimientos reproducidos por los motores en la estructura comprueban la correcta ejecución de los comandos previamente definidos por el módulo de electromiografía.

Las gráficas presentadas de la Figura 267 a la Figura 274, contienen la información proporcionada por las variables de retroalimentación de los motores y las variables enviadas por medio del programa de control. Estas gráficas muestran el comportamiento esperado, lo cual verifica el funcionamiento del algoritmo de rutinas de marcha implementado por medio del microcontrolador principal. Además, puede notarse que la corriente en cada motor durante la reproducción de las rutinas no supera 2 A, y al calcular la corriente total de los ocho motores, como se muestra en la Figura 266 y la Figura 275, se puede observar que al reproducir cualquiera de las funciones, en ningún momento se utilizan más de 5 A. Se debe mencionar que todas estas pruebas se realizaron con la estructura, pero sin un sujeto que la esté utilizando. En caso de realizar pruebas con una persona, se espera que el consumo de potencia aumente como consecuencia del peso agregado.

XIV. CONCLUSIONES

- Las fuerzas que soportará la estructura provienen mayormente del peso del usuario al caminar, y el peso de la misma estructura que se encuentran alrededor de las 100 libras en total. Así mismo también debe soportar los torques que involucran el movimiento de los motores para emular el ciclo de marcha.
- Por medio de la simulación del modelo preliminar se pudo comprobar que la estructura sería capaz resistir fuerzas de 150 libras produciendo una deformación insignificante.
- Se definieron puntos de aplicación de las fuerzas en los pies y muslos pues es donde la estructura interactúa con el usuario y el suelo.
- Se utilizó aluminio 6061 T6 para la mayor parte de la estructura por su baja densidad y sus ventajas mecánicas frente al aluminio fundido. Y acero 1020 para los engranes, ejes y partes roscadas ya que en estas piezas se buscaba que el material tuviera un módulo de elasticidad mayor.
- Se logró fijar los actuadores a la estructura adecuadamente por medio de los adaptadores diseñados para poder emular adecuadamente los movimientos del ciclo de marcha en el usuario.
- Se lograron establecer las especificaciones de los actuadores en base a las investigaciones de las características dinámicas involucradas en los movimientos de la rodilla y la cadera, limitando el peso y el largo de longitud de la pierna de los usuarios del dispositivo desarrollado. Obteniendo rangos de movimiento de 60° para la rodilla y 25° para la cadera, además se establecieron torques máximos menores a 20 N•m para ambas articulaciones.
- Se seleccionaron los servo motores Dynamixel MX-106T como actuadores adecuados para provocar movimiento rotacional en las articulaciones de la rodilla y la cadera, implementados en modo de articulación doble. Es decir, utilizando dos motores por articulación transmitiendo la potencia desde dos piñones hacia un solo engrane logrando una reducción de velocidad de 1.5 a 1.

- No se seleccionó una reducción de velocidad en la salida de los motores mayor a 1.5 para evitar que el tiempo de operación del sistema resultara muy lento.
- La implementación de los controladores y sensores necesarios para manejar los actuadores se logró al seleccionar actuadores que cuentan con codificadores capaces de medir posiciones. Además cuentan con un control PID de posición y velocidad y un sistema de control con retroalimentación utilizado mediante la transmisión de paquetes de instrucciones.
- Se diseñaron tres funciones para describir el inicio de la marcha, el ciclo de marcha, y la terminación de la marcha, mediante el análisis de videos utilizando la herramienta de software Tracker.
- Se estableció la comunicación con el módulo de electromiografía y el módulo de recolección de energía con el fin de obtener las señales de activación para el algoritmo desarrollado.
- Se diseñó y construyó un circuito impreso para acondicionar las señales electromiográficas, utilizando componentes de superficie y tamaño reducido, para su posterior procesamiento.
- Se desarrolló un sistema configurable capaz de generar una señal de inicio utilizada por el módulo de algoritmo de control cuando el nivel de la actividad muscular sobrepasa el umbral de activación indicando que el usuario desea realizar un movimiento.
- Se utilizó el músculo vasto lateral para medir el nivel de actividad muscular para cada una de las extremidades y generar señales de inicio independientes.
- Se fabricó un control inalámbrico con cuatro comandos diferentes totalmente autónomo que no necesita de baterías para funcionar y cuya alimentación es provista por la energía recolectada a partir de la presión de los botones del mismo. El sistema se basa en la generación por medio de un chispero piezoeléctrico y es capaz de recolectar $89\mu\text{J}$ por cada presión de los botones.

XV. RECOMENDACIONES

- Para un futuro trabajo en el cual se desee replicar este proyecto en personas adultas, sería prudente verificar la opción aplicar algún tipo de vaciado a la estructura para evitar que su peso sea de mayor carga a los actuadores. Sin embargo, también requeriría un nuevo análisis de esfuerzos.
- Se recomienda que todos los perfiles roscados o uniones por medio de tornillos sean de unidades inglesas. Esto se debe a que en el mercado nacional es más barato comprar tornillos y machuelos para dichas roscas. Además la diferencia entre medidas de roscas inglesas y roscas métricas son muy pocas y radican mayormente en el paso de la rosca.
- En caso la realización de una fase de mejoras al dispositivo creado durante este megaproyecto, se recomienda utilizar elementos pasivos y sumisos en conjunto con los motores eléctricos para obtener un mejor rendimiento y un comportamiento más parecido al del ser humano durante la marcha. Uno de estos elementos puede ser un resorte en serie con los motores que se están utilizando actualmente. También puede considerarse la utilización de músculos neumáticos artificiales o añadir elementos elásticos entre eslabones.
- Se recomienda que al realizar esta aplicación para una persona con mayor peso y mayor altura se inicié realizando una sola pierna, debido a que el costo de los actuadores, circuitos de potencia, sensores y controladores necesarios para provocar y controlar el movimiento de las articulaciones durante la marcha es bastante elevado.
- Se recomienda considerar más grados de libertad para el movimiento de la estructura, lo cual implica modificar la estructura para agregar más actuadores y modificar el algoritmo de control.
- Se recomienda llevar a cabo una mayor cantidad de pruebas que incluya a personas adultas y niños para realizar una comparación entre la marcha de ambos y la actividad muscular que presentan durante ésta.
- Se recomienda investigar acerca de un algoritmo de equilibrio que trabaje en paralelo al algoritmo que se diseña para el control de los motores de la estructura.

- Se recomienda realizar un análisis en frecuencia de las señales electromiográficas utilizando transformadas, como Wavelet, para detectar patrones durante el ciclo de marcha usando más puntos de detección. Junto a esto, sería útil la implementación de una red neuronal artificial que permita el auto aprendizaje del sistema.
- Es posible optimizar el diseño de los sistemas recolectores de energía, utilizando componentes diseñados específicamente para este fin. Se recomienda experimentar con otros tipos de generadores para la recolección de energía, además de los piezoeléctricos. Además, se puede experimentar con aplicaciones no biomecánicas, en las que sea posible recolectar mayores cantidades de energía.
- Se recomienda hacer un análisis de comparación entre la energía recuperada por medio de la recolección y el esfuerzo adicional necesario que la recolección implica.

XVI. BIBLIOGRAFÍA

- Adrian Koh, S. J., Keplinger, C., Li, T., Bauer, S., & Suo, Z. (2011). *Dielectric Elastomer Generators: How Much Energy Can Be Converted?* Obtenido de <http://www.imechanica.org/files/Maximum%20Energy%20IEEE-ASME.pdf>
- AISI. (2013). *The online resource for steel*. Recuperado el Septiembre de 2013, de American Iron and Steel Institute: www.steel.org
- Alu-Stock. (2002). Aleaciones de Aluminio. España.
- American Piezo. (2013). *Piezo Ignitors*. Recuperado el 29 de Septiembre de 2013, de <http://www.americanpiezo.com/standard-products/piezo-ignitors.html>
- Analog Devices. (2009). *Instrumentation Amplifier (In-Amp) Basics*. Estados Unidos: Analog Devices , Inc.
- Analog Devices. (2013). *Instrumentation Amplifier*. Recuperado el septiembre de 2013, de sitio Web Analog Devices: <http://www.analog.com/en/specialty-amplifiers/instrumentation-amplifiers/products/index.html>
- Analog Devices. (2011). *Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620*. Obtenido de http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf
- Anónimo. (s.f.). *Allied Motion*. Recuperado el Noviembre de 2012, de Quantum NEMA 23 Brushless Servo Motors: <http://www.alliedmotion.com/Products/Series.aspx?s=51>
- Anónimo. (2012). *National Instruments*. Recuperado el Noviembre de 2013, de Stepper Motors and Encoders: <http://sine.ni.com/ds/app/doc/p/id/ds-311/lang/es>
- Anónimo. (s.f.). *Schneider Electric Motion*. Obtenido de http://motion.schneider-electric.com/downloads/datasheets/23_mtr.pdf
- Army Technology. (2010). *Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit, United States of America*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Army Technology: <http://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>
- ASM International. (2013). *Aluminum and Aluminum Alloys*. Recuperado el Septiembre de 2013, de ASM International: <http://www.asminternational.org/portal/site/www/SubjectGuideltem/?vgnnextoid=f50045d3f365d210VgnVCM100000621e010aRCRD>

- ASM Metal Distributor. (2013). *ASM Metal Distributor*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Aerospace Specification Metals Inc.: <http://www.aerospacemetals.com/asm-metal-distributor.html>
- Autodesk. (2006). *Analysis and simulation: Getting Started*. California.
- Autodesk. (2006). *Autodesk Inventor Getting Started*. California.
- BAIZ, S.L. (2008). *Geometría de las roscas*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Talleres BAIZ, S.L.: <http://www.baiz.net/es/conceptohusillo.html>
- Ball, B. L. (2006). *Characterization of Stress-Effects in Ferroelectrics with Application to Transducer Design*. Obtenido de <http://repository.lib.ncsu.edu/ir/bitstream/1840.16/5493/1/etd.pdf>
- Beeby, S., & White, N. (2010). *Energy Harvesting for Autonomous Systems*. Estados Unidos: Artech House.
- Bell, T. (2012). *Steel Grades*. Recuperado el Septiembre de 2013, de About metals : <http://metals.about.com/od/properties/a/Steel-Types-And-Properties.htm>
- Bendersky, E. (julio de 2008). *Eli Bendersky Website*. Recuperado el septiembre de 2013, de Dynamic Matplotlib Plot: http://eli.thegreenplace.net/files/prog_code/wx_mpl_dynamic_graph.py.txt
- Beyl, P. (2010). Design and control of a knee exoskeleton powered by pleated pneumatic artificial muscles for robot-assisted gait rehabilitation. Vrije Universiteit Brussel.
- Bionic Power. (2012). *Bionic Energy Harvester Datasheet*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Bionic Power: http://www.bionic-power.com/downloads/Bionic_Energy_Harvester_Datasheet.pdf
- BionicPower. (2012). *Bionic Energy Harvester Datasheet*. Recuperado el Septiembre de 2013, de BionicPower: http://www.bionic-power.com/downloads/Bionic_Energy_Harvester_Datasheet.pdf
- Borowski, M. (2011). *Articulacion de la rodilla*. Obtenido de Beliefnet, Inc.: <http://www.beliefnet.com/healthandhealing/getcontent.aspx?cid=121153>
- Brown, D. (2009). *Tracker: Video Analysis and Modeling Tool*. Obtenido de Cabrillo: <http://www.cabrillo.edu/~dbrown/tracker/>
- Budynas, R., & Nisbett, K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. México, D.F.: Mc Graw Hill.
- Compañía General de Aceros. (03 de Octubre de 2011). *SAE 1020 y SAE 1045*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Slideshare: <http://www.slideshare.net/nano0018/ficha-1045-10201>
- Cordes, R. (2007). *Algunas Propiedades del Titanio*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Cordes: <http://www.titanio.com.ar/algunas-propiedades-del-titanio.html>
- Costa, N., & Caldwell, D. G. (2006). *Control of a Biomimetic "Soft-actuated" 10DoF Lower Body Exoskeleton*. United Kingdom: University of Salford.

Cyberdyne. (2010). *Robot Suit HAL*. Recuperado el Agosto de 2012, de Cyberdyne: <http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuithal/index.html>

Cyberdyne. (2010). *Robot Suit HAL*. Recuperado el 15 de Agosto de 2012, de <http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuithal/index.html>

De Luca, C. (2006). Electromyography. En W. E. John G, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (págs. 98-109). Boston, Massachusetts: John Wiley & Sons, Inc.

Donelan, J. M., Naing, V., & Li, Q. (2008). *Biomechanical Energy Harvesting*. Obtenido de <http://itp.nyu.edu/sustainability/energy/texts/kneeGen.pdf>

Dubon, S. (2013). Módulo de Potencia. *ARCEM Sistema potenciador para extremidades inferiores*. Guatemala, Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala.

Ekso Bionics. (2011). *FAQ*. Recuperado el Agosto de 2012, de Ekso Bionics: <http://eksobionics.com/FAQ>

Ekso Bionics. (2011). *FAQ*. Recuperado el 12 de Agosto de 2012, de <http://eksobionics.com/FAQ>

Engineering Fundamentals. (2009). *AA7075*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Engineering Fundamentals:

http://www.efunda.com/materials/alloys/aluminum/show_aluminum.cfm?ID=AA_7175&show_prop=all&Page_Title=AA%207175

Erturk, A., & Inman, D. J. (2011). *Piezoelectric Energy Harvesting*. Reino Unido: Wiley.

Escobar, G. (2013). Megaproyecto ARCEM. Modulo de Algoritmo de Control. Mecanismo potenciador de fuerza para extremidades inferiores controlado por señales biométricas. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala.

Escobar, G. (2013). Módulo de Algoritmo de Control. *ARCEM Sistema potenciador de extremidades inferiores*. Guatemala, Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala.

Face International Corporation. (2001). *THUNDER TH-6R Data Sheet*. Obtenido de <http://www.faceco.com.php53-6.dfw1-1.websitetestlink.com/Face%20International/6r-ds.pdf>

Face International Corporation. (2001). *THUNDER White Paper*. Obtenido de <http://docs.faceco.com/Face%20International/whtpaper.pdf>

Fernandez, A. (2010). *MSP430 Value Line LaunchPad Development Kit*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/wp/slay017/slay017.pdf>

Fleischer, C. (2001). *Torque Control of An Exoskeletal Knee with EMG Signals*. Berlin: Berlin University of Technology.

- Florimond, V. (Marzo de 2010). *Basics of Surface Electromyography: Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics*. Recuperado el agosto de 2013, de Thought Technology Ltd.: <http://www.thoughttechnology.com/pdf/manuals/MAR908-03%20SEMG%20applied%20to%20physical%20rehabilitation%20and%20biomechanics.pdf>
- Fundabiem. (2011). *Tecnología Teleton*. Recuperado el Agosto de 2012, de Teleton Fundabiem: <https://www.teleton.com.gt/fundabiem/20-tecnologia-teleton>
- Fundabiem, T. (2011). *Tecnología Teletón*. Recuperado el 12 de Agosto de 2012, de <https://www.teleton.com.gt/fundabiem/20-tecnologia-teleton>
- Future Technology Devices International Ltd. (2010). *FT232 USB UART IC*. Recuperado el septiembre de 2013, de http://www.ftdichip.com/Support/Documents/DataSheets/ICs/DS_FT232R.pdf
- Ganley, K., & Powers, C. (2003). *Gait Kinetics of 7 Year-old Children: A comparison to Adults Using Age-Specific Anthropometric Data*. Los Angeles: University of Southern California.
- Gere, J., & Goodno, B. (2009). *Mecánica de materiales*. México D.F.: Cengage Learning Editores, S.A.
- Holtek. (2000). *HT12A/HT12E 2¹² Series of Encoders*. Obtenido de http://www.holtek.com/pdf/consumer/2_12ev120.pdf
- Holtek. (2009). *HT12D/HT12F 2¹² Series of Decoders*. Obtenido de http://www.holtek.com/pdf/consumer/2_12dv120.pdf
- Hong, J. (2007). *Surface Electromyography: Use, Design & Technological Overview*. Canadá: Concordia University.
- Ingemecánica. (2012). *Fundamentos de las Transmisiones por Engranajes*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Ingemecánica: <http://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn150.html>
- International Metals, Inc. (2012). Titanium Attributes. Estados Unidos.
- Jonnalagadda, A. S. (2007). *Magnetic Induction Systems to Harvest Energy from Mechanical Vibrations*. Obtenido de <http://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/38708/166143874.pdf>
- Kamen, G., & Gabriel, D. (2010). *Essentials of Electromyography*. Estados Unidos de América: Human Kinetics.
- Kim, S. (2002). *Low Power Energy Harvesting with Piezoelectric Generators*. Obtenido de <http://d-scholarship.pitt.edu/10228/>
- Kirtley, C. (1998). *Normalised regressions of kinematics & kinetics for children (from data of Ben Stansfield)*. Recuperado el Noviembre de 2012, de Clinical Gait Analysis: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/>

- Kitagawa, M. (2010). *Walking in Graphs*. Obtenido de The University of Texas at Dallas: <http://atec.utdallas.edu/midori/Handouts/walkingGraphs.htm>
- Kitchin, C. (2006). *A Designer's Guide To Instrumentation Amplifiers*. Estados Unidos: Analog Devices, Inc.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Estados Unidos de América: Noraxon INC.
- Kymissis, J., Kendall, C., Paradiso, J., & Gershenfeld, N. (1998). *Parasitic Power Harvesting in Shoes*. Obtenido de http://reserv.media.mit.edu/pubs/papers/98_08_PP_wearcon_final.pdf
- Lacanette, K. (2010). *A Basic Introduction to Filters: Active, Passive and Switched-Capacitor*. Estados Unidos: National Semiconductor Corporation.
- Linear Technologies. (2010). *LTC3588-1 Piezoelectric Energy Harvesting Power Supply*. Obtenido de <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/35881fa.pdf>
- López, J. (2006). *Fisiología del Ejercicio*. México: Editorial Médica Panamericana.
- Macintosh, B., Gardiner, P., & McComas, A. (2006). *Skeletal Muscle: Form and Function*. Estados Unidos de América: Human Kinetics.
- MikroElektronika Ltd. (2012). *EasyPIC v7: Schematics*. Recuperado el septiembre de 2013, de <http://www.mikroe.com/downloads/get/1709/>
- Mott, R. (2006). *Diseño de elementos de máquinas*. México: Pearson Educación.
- Paine, N., & Sentis, L. (2012). A New Prismatic Series Elastic Actuator with Compact Size and High Performance. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics .
- Paradiso, J. A., & Feldmeier, M. (2001). *A Compact, Wireless, Self-Powered Pushbutton Controller*. Obtenido de <http://reserv.media.mit.edu/pubs/papers/UbiComp-Switch-submitted.pdf>
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated.
- Polsdorfer, R. (2011). *Articulacion de la cadera*. Obtenido de Beliefnet, Inc.: <http://www.beliefnet.com/healthandhealing/getcontent.aspx?cid=127461>
- Rash, G. (Enero de 2009). *Electromyography Fundamentals*. Recuperado el septiembre de 2013, de <http://people.stfx.ca/smackenz/Courses/HK474/Labs/EMG%20Lab/EMGfundamentals.pdf>

Reyes, D. (2013). Megaproyecto ARCEM. Modulo Estructural. Mecanismo potenciador de fuerza para extremidades inferiores controlado por señales biométricas. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala.

ROBOTIS. (s.f.). Obtenido de http://www.robotis.com/xe/dynamixel_en

Robotis. (2013). *Dynamixel MX-106T Robot Actuator*. Recuperado el julio de 2013, de Trossen Robotics: <http://www.trossenrobotics.com/p/mx-106t-dynamixel-robot-servo.aspx>

ROBOTIS. (s.f.). *ROBOTIS e-Manual v1.14.00*. Recuperado el 8 de Abril de 2013, de <http://support.robotis.com/en/>

Romo, H. (2007). *Surface EMG Signals Analysis and Its Application in a Hand Prosthesis Control*. Medellin: Revista Avances en Sistemas e Informática.

Rouviere, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional - Miembros* (11va ed., Vol. III). España: Elsevier.

RS Components. (s.f.). *Single row radial ball bearing*. Recuperado el Octubre de 2013, de RS Components: <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/0093/0900766b80093229.pdf>

Sankar, A. (2011). *Design of Wearable, Low Power, Single Supply Surface EMG Extractor Unit for Wireless Monitoring*. Singapore: LACSIT Press.

Selber, P., & de Godoy, W. (s.f.). *Clinical Gait Analysis*. Recuperado el Abril de 2013, de <http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/>

Shackelford, J. (2012). *Introduccion a la Ciencia de Materiales para Ingenieros*. Madrid: Pearson Educación.

Shenck, N. S. (1999). *A Demonstration of Useful Electric Energy Generation from Piezoelectrics in a Shoe*. Obtenido de <http://resenv.media.mit.edu/pubs/theses/Nate-Thesis-Final.PDF>

Smith, J. (2007). *Analog Filters*. Recuperado el septiembre de 2013, de Center for Computer Research in Music and Acoustics (CCRMA), Stanford University: https://ccrma.stanford.edu/~jos/filters/Analog_Filters.html

Stansfield, B., Hillman, S., Hazlewood, M., & Robb, J. (2006). Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds. *Gait and Posture* .

Stansfield, B., Hillman, S., Hazlewood, M., & Robb, J. (2006). *Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds*. Glasgow, Scotland: University of Strathclyde.

Starner, T., & Paradiso, J. A. (2004). *Human Generated Power for Mobile Electronics*. Obtenido de <http://www.cc.gatech.edu/~thad/p/books/human-generated-power-for-mobile-electronics.pdf>

Sumitec. (2012). *Acero 1020*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Sumitec: http://www.sumiteccr.com/navegadores/esp/productos_esp.shtml

Texas Instruments. (2010). *MSP430 Ultra-Low-Power Microcontrollers*. Obtenido de <http://www.arrow.com/offers/texas-instruments/mcu/pdf/ValueLineProductGuide.pdf>

Texas Instruments. (2013). *MSP430G2x53 MSP430G2x13 Mixed Signal Microcontroller*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430g2553.pdf>

Texas Instruments. (2013). *MSP-EXP430G2 LaunchPad Experimenter Board User's Guide*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ug/slau318d/slau318d.pdf>

Texas Instruments. (2004). *TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B, TL084, TL084A, TL084B JFET- Input Operational Amplifiers*. Recuperado el septiembre de 2013, de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl084.pdf>

Thongpull, K. (2011). *Design and Implementation of Real-Time Wireless Electromyography System*. Thailandia: Prince of Songkla Univeristy.

Ugural, A. (2004). *Mechanical Design an Integrated Approach*. New York: McGraw Hill.

Universitat de Valencia. (s.f.). *Estructuras - El puente levadizo*. Recuperado el Septiembre de 2013, de Universitat de Valencia: <http://www.uv.es/ocw/ocwsecundaria/estructuras.html>

Uustal, H., & Baerga, E. (2004). *Gait Analysis*. Obtenido de National Center for Biotechnology Information: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK27235/>

van den Bogert, T. (1996). *Practical Guide to data smoothing and filtering*. Recuperado el septiembre de 2013, de International Society of Biomechanics: <http://isbweb.org/software/sigproc/bogert/filter.pdf>

Walsh, C. J. (2006). *Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation*. Massachusetts Institute of Technology.

Walsh, C. J. (2006). *Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation*. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology.

Walsh, C. J. (2006). *Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton For Load-Carrying Augmentation*. Massachusetts, Estados Unidos: Massachusetts Institute of Technology.

Whittle, M. (2006). *Phases of the Normal Gait Cycle*. Obtenido de The University Of Texas-Panamerican:

http://www.mece.utpa.edu/~rafree/IntroBioMech/Virtual%20Biomechanics%20Laboratory/phases_of_the_normal_gait_cycle.html

Williamson, M. (1995). *Series Elastic Actuators*. Massachusetts Institute of Technology.

Willson, J., & Kernozek, T. (s.f.). *The Motion Monitor*. Recuperado el Noviembre de 2012, de <http://www.innsport.com/related-products/data-sets/uw-l-gait-data-set.aspx>

Winder, S. (2002). *Analog and Digital Filter Design*. Estados Unidos: Newnes.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.

Yamamoto, K. (2005). *Power Assist Suit*. Recuperado el Noviembre de 2012, de Kanagawa Institute of Technology: http://www.rm.kanagawa-it.ac.jp/~yamamoto_lab/pas/index.htm

Younis, W. (2012). *Up and Running with Autodesk Inventor Professional 2013*. CreateSpace.

Zoss, A., Kazerooni, H., & Chu, A. (2005). *On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. University of California, Berkeley, CA.

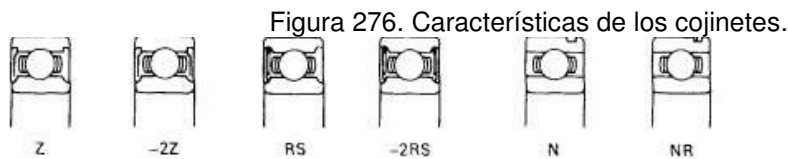
Zoss, A., Kazerooni, H., & Chu, A. (2005). *On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. University of California, Berkeley, CA.

Zweig, A. (2011). *Controlling a crane arm with EMG sensors*. Zurich: Bio-Inspired Robotics Lab.

XVII. ANEXOS

A. Dimensiones de los cojinetes utilizados

En la Figura 276 se muestra una página de un catálogo de cojinetes en donde se puede observar las dimensiones de cojinetes de bola de una hilera NSK y sus propiedades mecánicas.

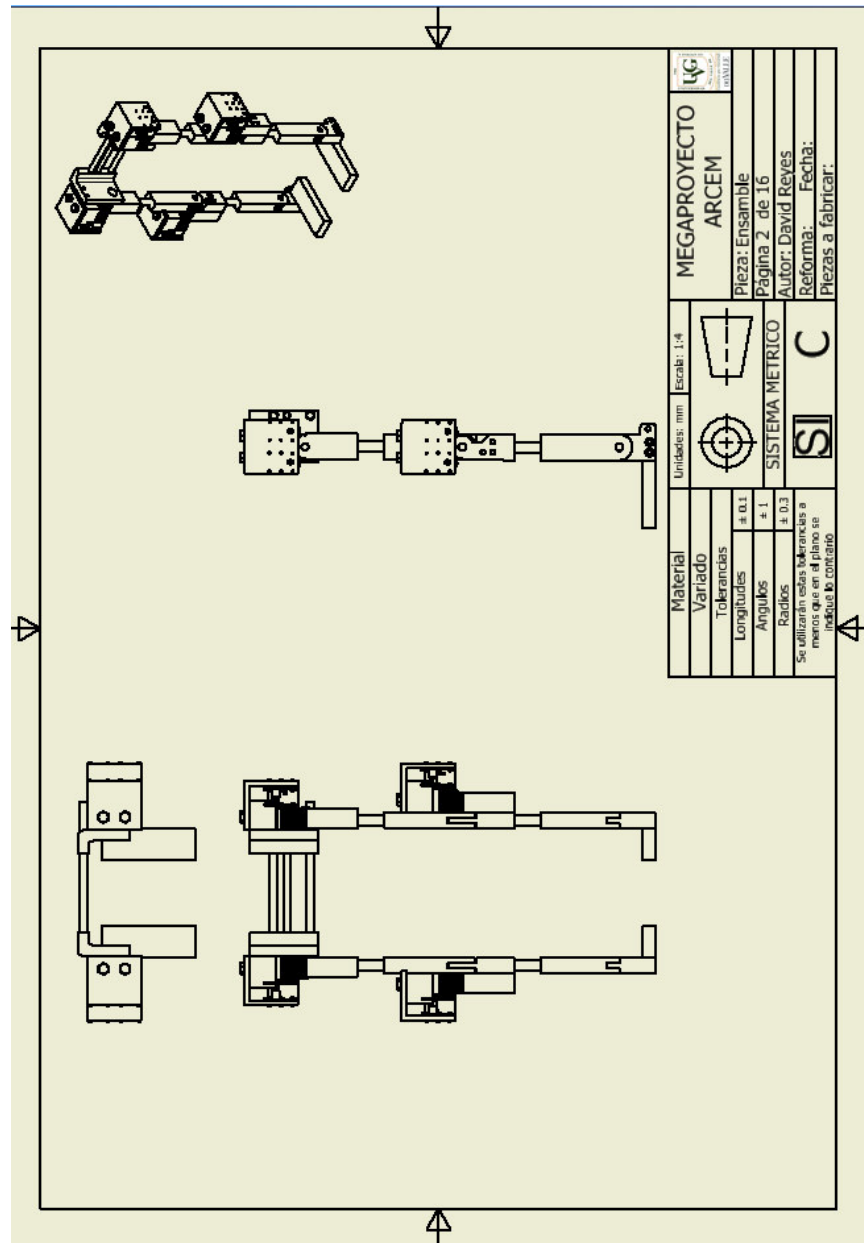


Primary dimensions	Basic bearing	Variants†						Basic load ratings		Limiting speeds			Mass		
		Z	-2Z	RS	-2RS	N	NR	dynamic C _r	static C _{0r}	grease	oil	RS/-2RS			
d	D	B							N		rev/min		kg		
mm															
10	28	8	16100	o	o	o	o			4 800	2 030	28 000	34 000	18 000	0,020
	30	9	6200	o	o	o	o	•	•	6 190	2 620	26 000	32 000	17 000	0,031
	35	11	6300	o	o	o	o			8 410	3 440	22 000	28 000	15 000	0,052
12	21	5	61801	o	o	o	o			1 990	1 040	30 000	36 000	18 000	0,006
	21	6	62801	o	o	o	o			1 990	1 040	30 000	36 000	18 000	0,007
	21	7	63801	o	o	o	o			1 990	1 040	30 000	36 000	18 000	0,008
	24	6	61901	o	o	o	o			3 000	1 460	28 000	34 000	18 000	0,014
	28	8	6001	o	o	o	o			5 290	2 370	26 000	32 000	17 000	0,022
	30	8	16101	o	o	o	o			5 320	2 410	26 000	32 000	17 000	0,025
	32	10	6201	o	o	o	o	•	•	7 150	3 090	24 000	30 000	15 000	0,037
	32	10	M201	o	o	o	o			8 550	3 850	10 900	22 000		0,042
37	12	6301	o	o	o	o	•	•	8 670	3 600	20 000	26 000	14 000	0,060	
15	24	5	61802	o	o	o	o			2 150	1 260	28 000	34 000	16 000	0,007
	24	6	62802	o	o	o	o			2 150	1 260	28 000	34 000	16 000	0,008
	24	7	63802	o	o	o	o			2 150	1 260	28 000	34 000	16 000	0,009
	28	7	61902	o	o	o	o			3 160	1 690	26 000	32 000	15 000	0,015
	32	8	16002	o	o	o	o			5 800	2 840	24 000	30 000		0,027
	32	9	6002	o	o	o	o	•	•	5 800	2 840	24 000	30 000	14 000	0,031
	35	11	6202	o	o	o	o	•	•	8 020	3 740	20 000	26 000	13 000	0,046
	35	11	M202	o	o	o	o			9 550	4 650	9 800	19 500		0,054
	37	13	6302	o	o	o	o	•	•	8 000	3 600	20 000	27 000		0,043
	42	13	6302	o	o	o	o	•	•	10 800	4 900	18 000	22 000	12 000	0,083
42	13	M302	o	o	o	o			13 600	6 150	8 800	17 500		0,099	

(RS Components)

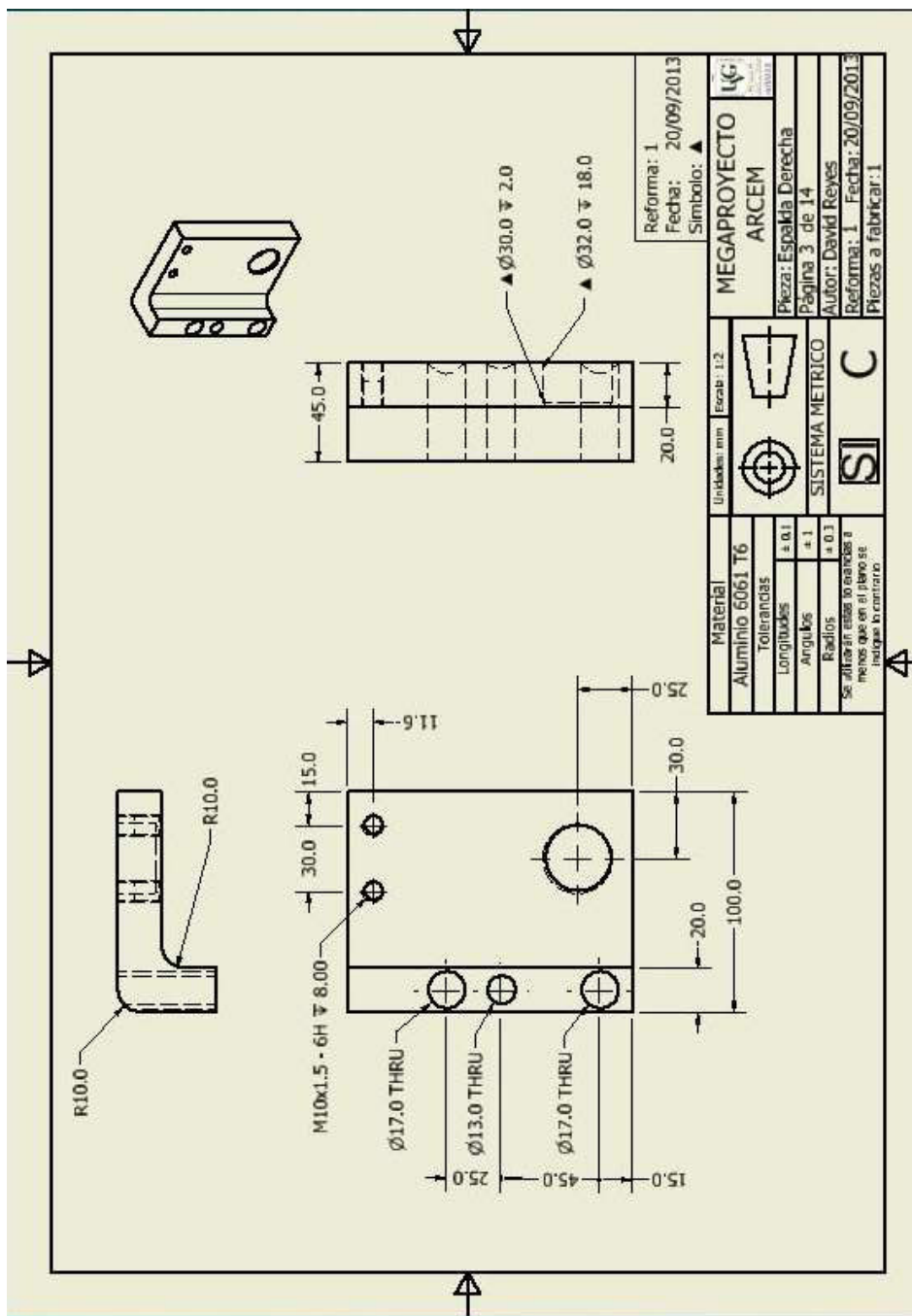
B. Planos para maquinado

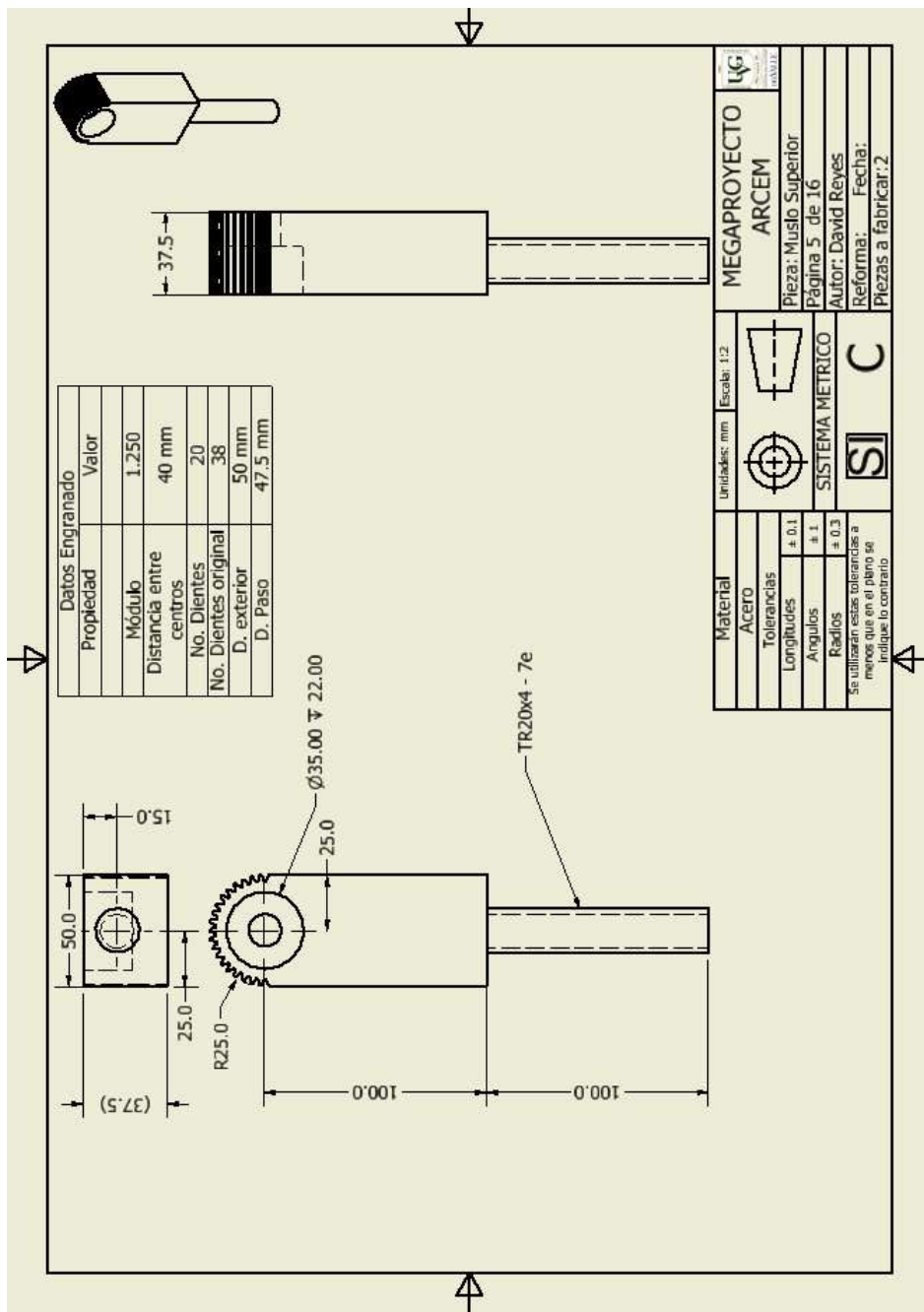
A continuación se presentan los planos utilizados para maquinar las piezas de la estructura.



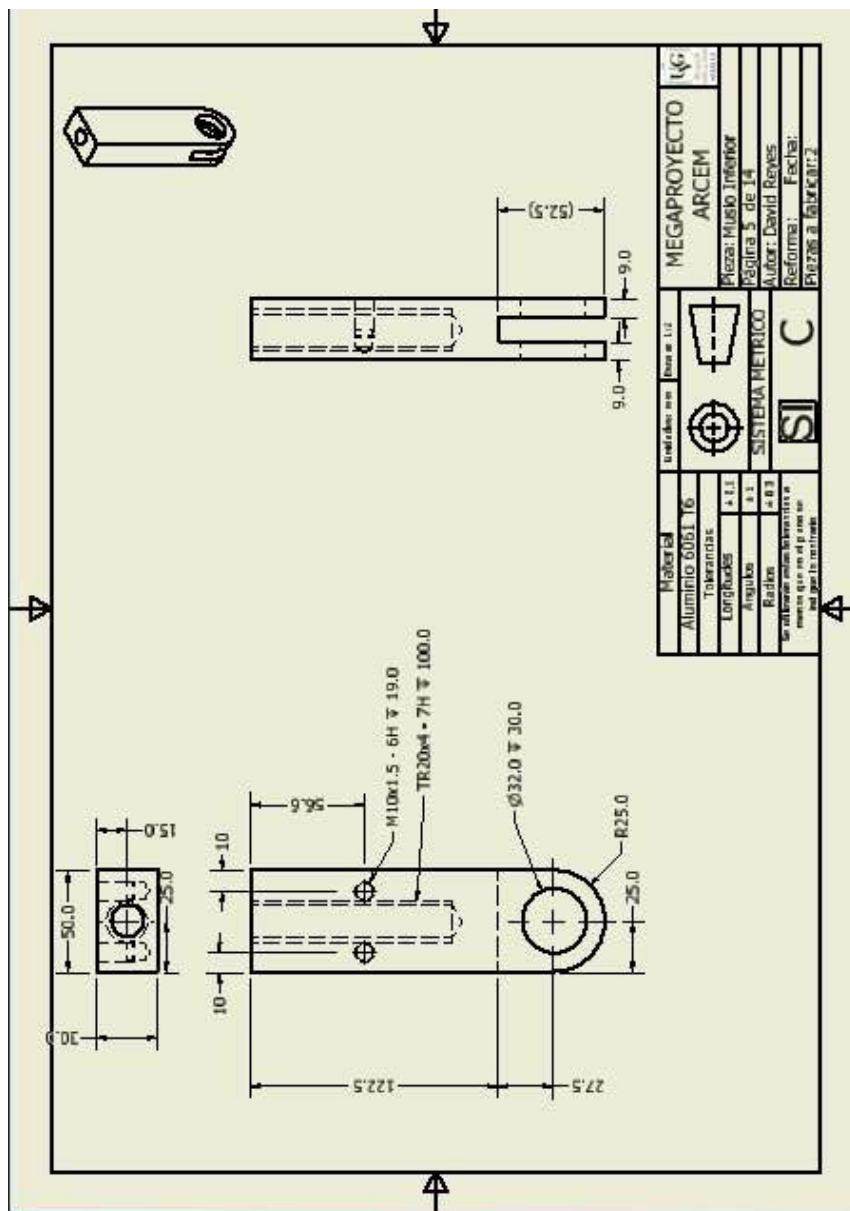
PARTS LIST

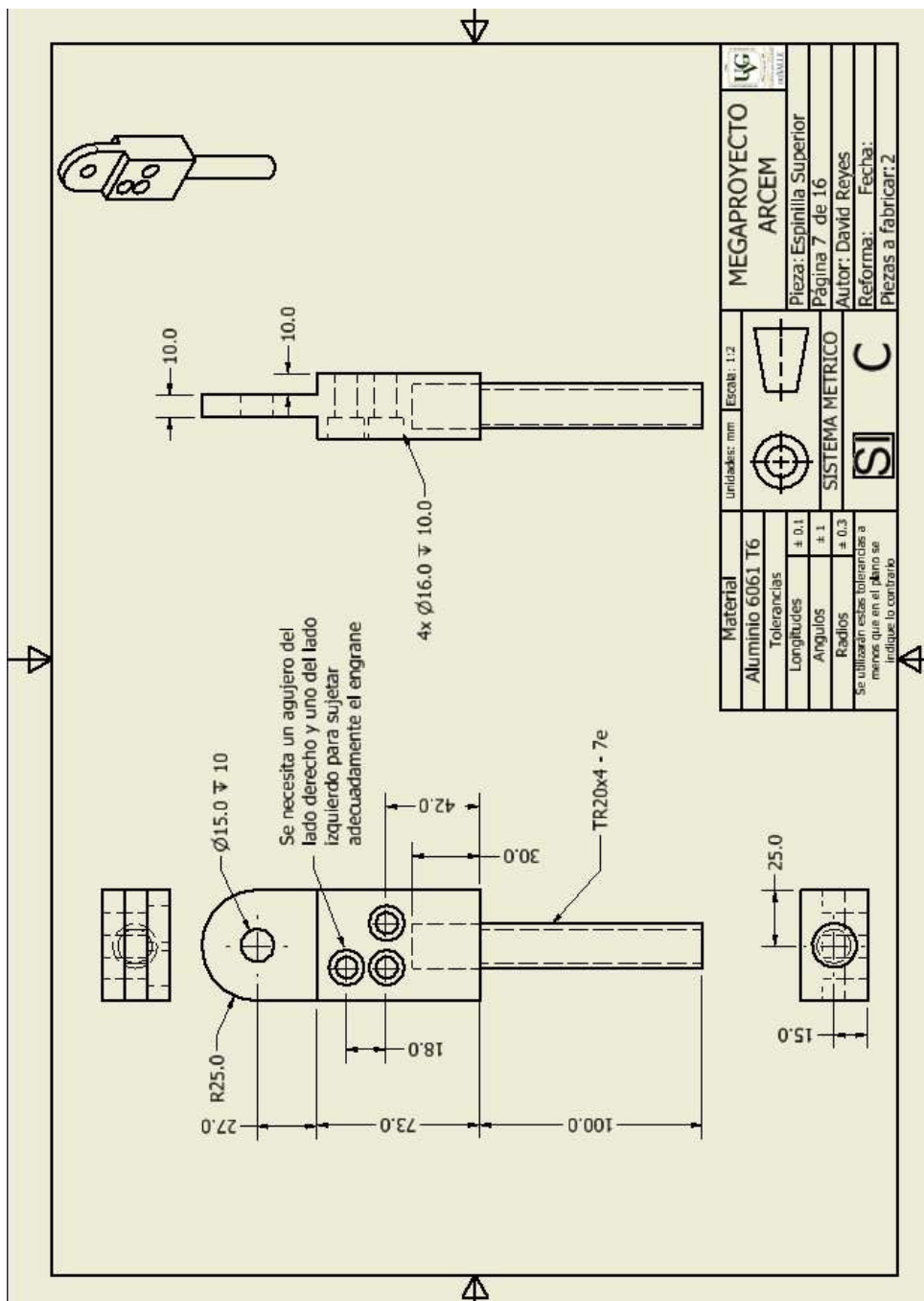
ITEM	CANTIDAD	PIEZA
1	1	espalda izquierda mejorada
2	2	Pin muslo mejorado
3	2	sujetador motores
4	8	Motores
5	8	PiñonMotores
6	2	muslo superior finacon engraneI2
7	2	muslo inferior final
8	1	espinilla adaptada para engrane izq
9	1	ultimo adaptador de muslo derecha
10	2	espinilla inferior final
11	2	pin tobillo mejorado
12	1	sujetador pie derecho
13	2	pie dererecho mejorado
14	2	sujetador motores espinilla
15	1	espalda derecha mejorada
16	1	espinilla adaptada para engrane der
17	1	ultimo adaptador de muslo izquierda
18	1	sujetador pie izquierdo
19	4	Tornillo M10 Cabeza Allen Cilindrica x 65
20	10	Tornillo M10 Cabeza Allen Cilindrica x 35
21	4	Tornillo M10 Cabeza Allen Cilindrica X 70
22	8	Cojinete 66202
23	4	Cojinete 61802
24	2	pin rodillias
25	4	escuadra de motores
28	8	ANSI/ASME B18.2.1 - 1/2-13 UNC - 1.25
29	48	ISO 1207 - M2.5 x 16
30	36	Tuerca para tornillo M2.5

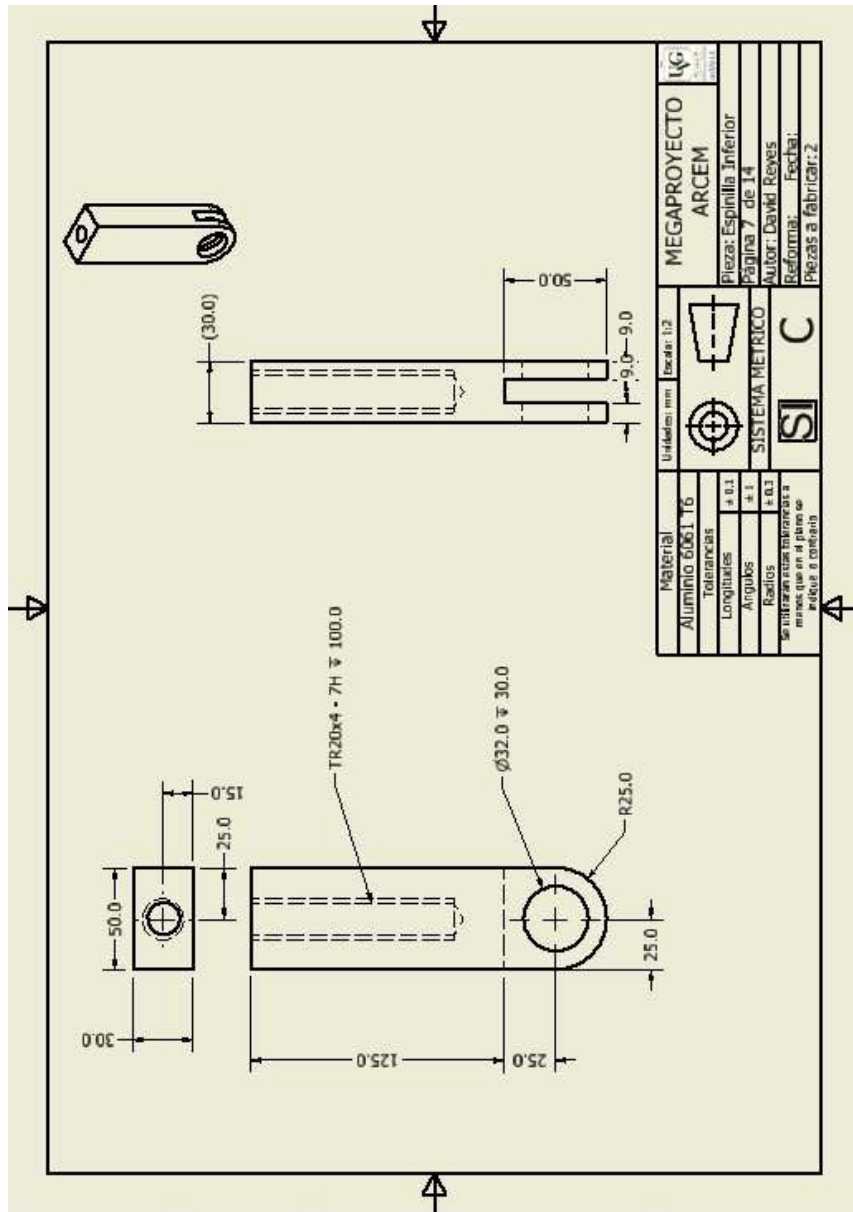


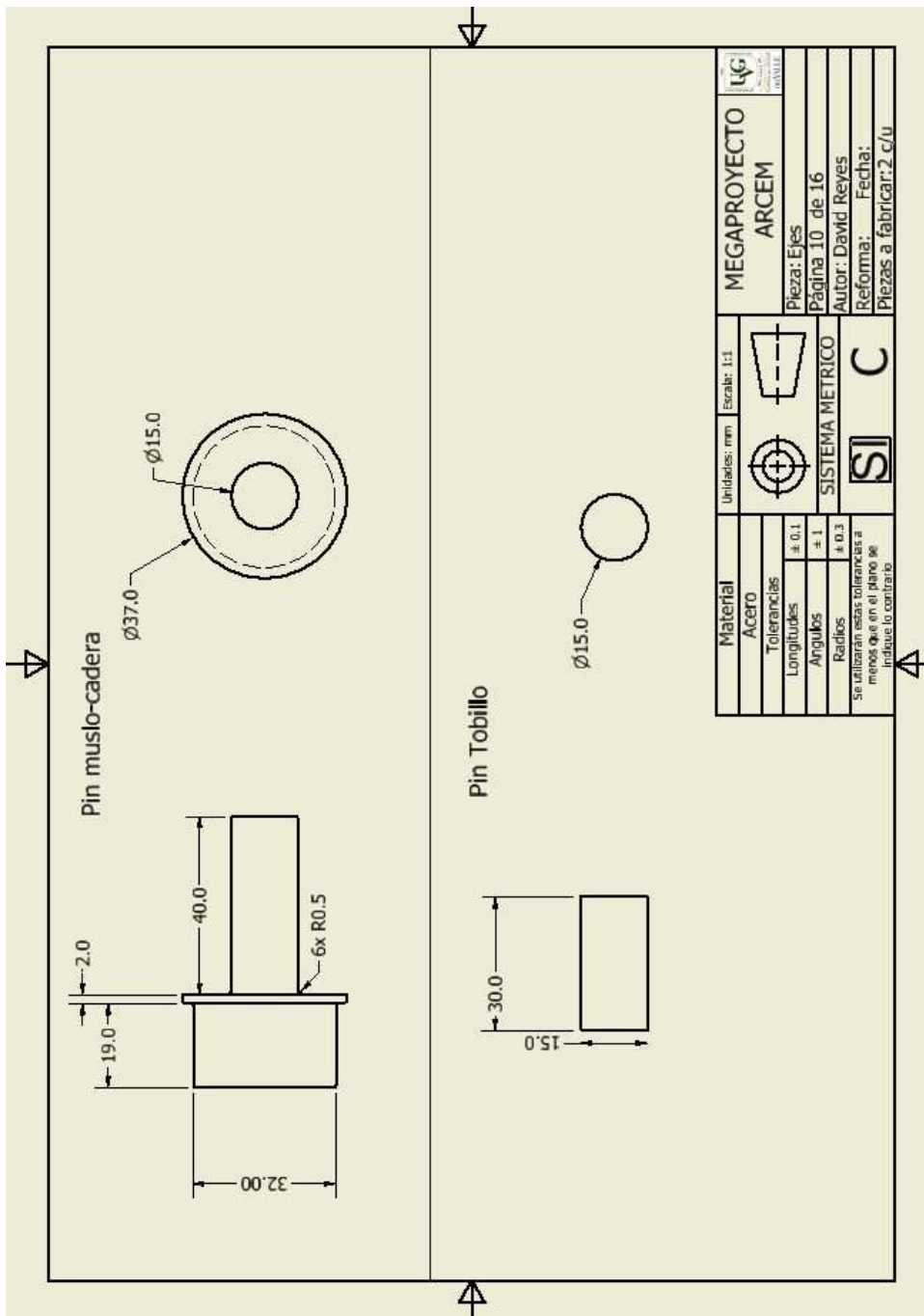


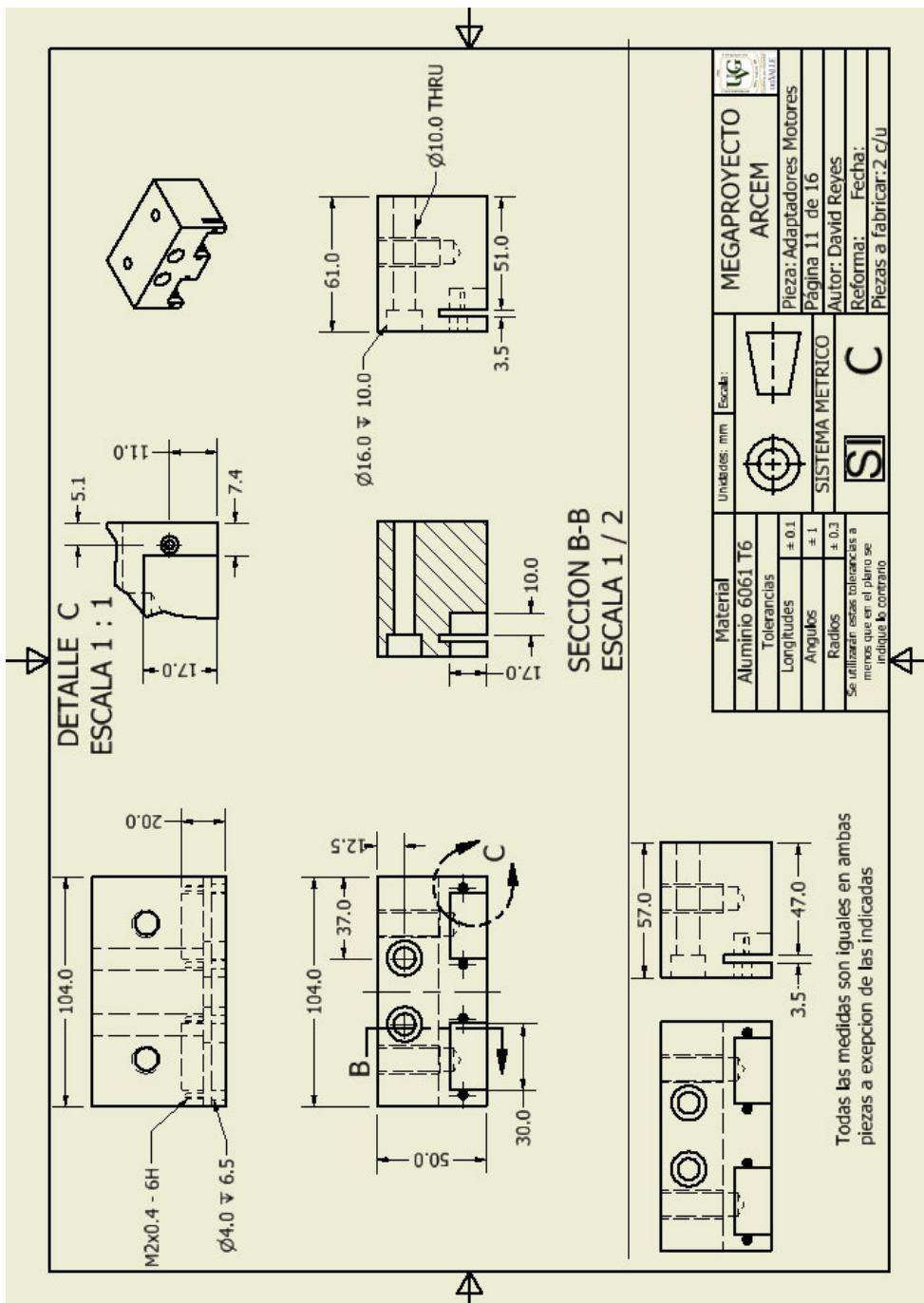
Material	Unidades: mm	Escala: 1:2				
Acero						
Tolerancias						
Longitudes	± 0.1					
Angulos	± 1					
Radios	± 0.3					
Se utilizarán estas tolerancias a menos que en el plano se indique lo contrario.						
MEGAPROYECTO		ARCEN				
Pieza: Muslo Superior		Página 5 de 16		Autor: David Reyes		
Reforma:		Fecha:		Piezas a fabricar: 2		

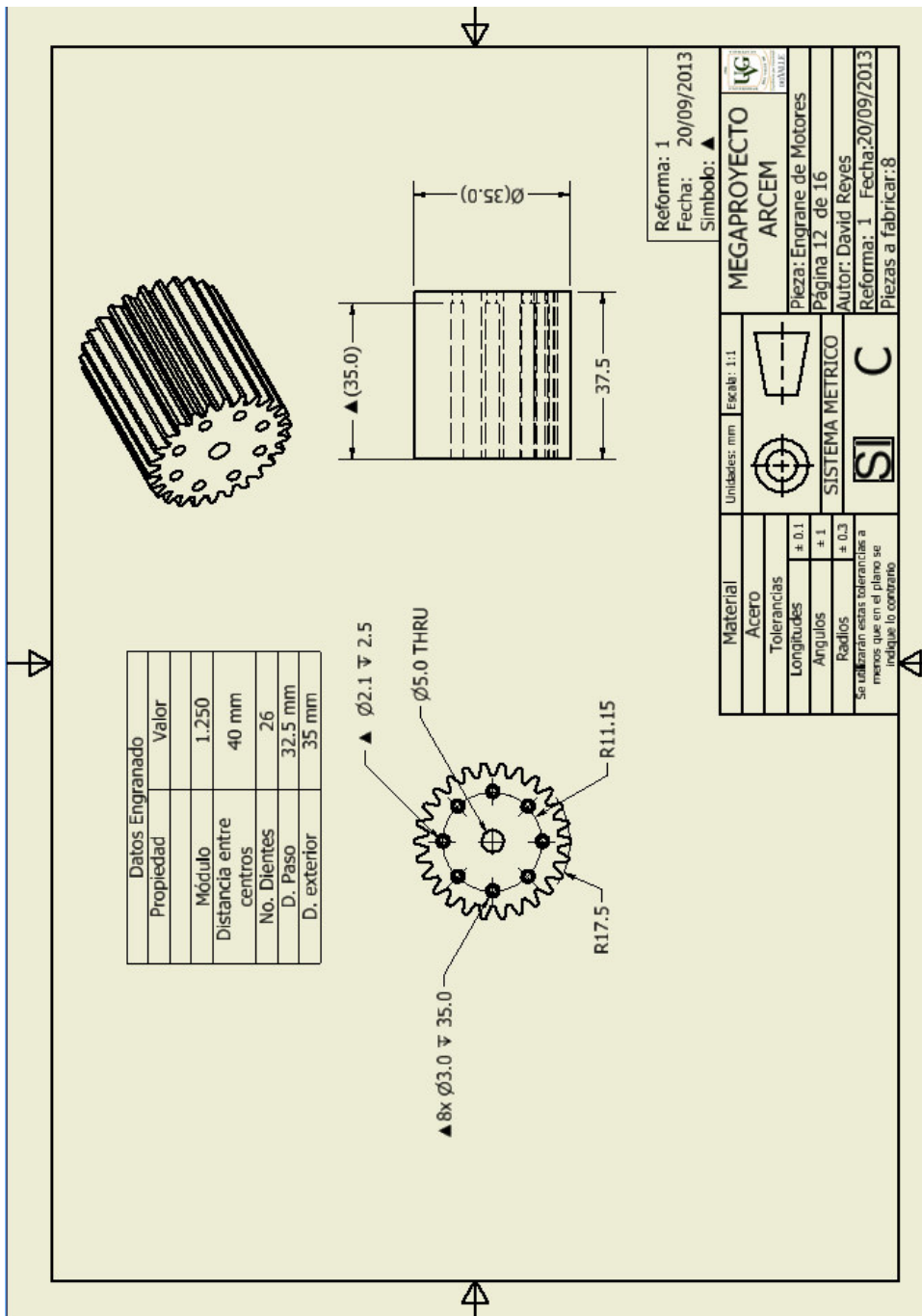


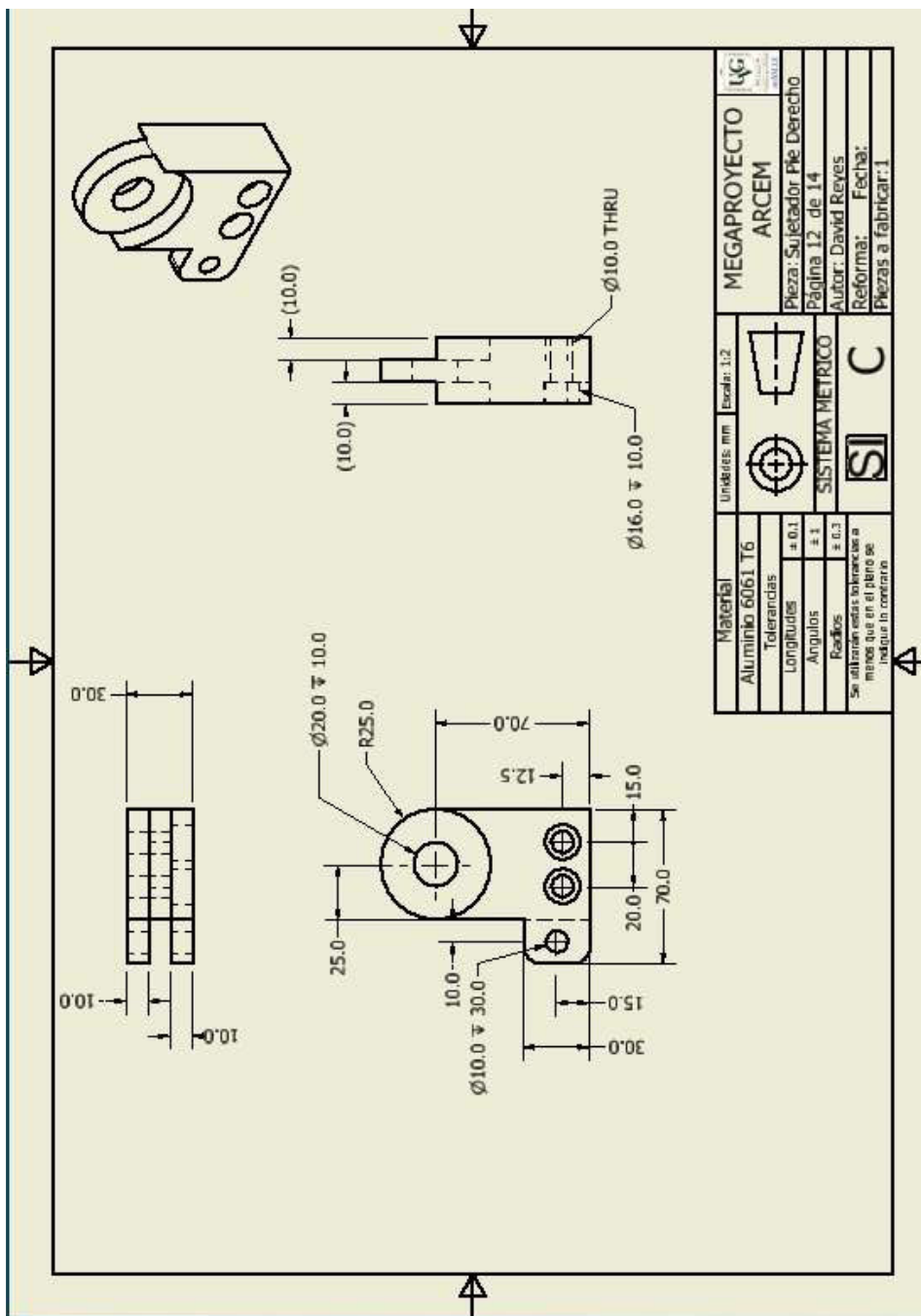


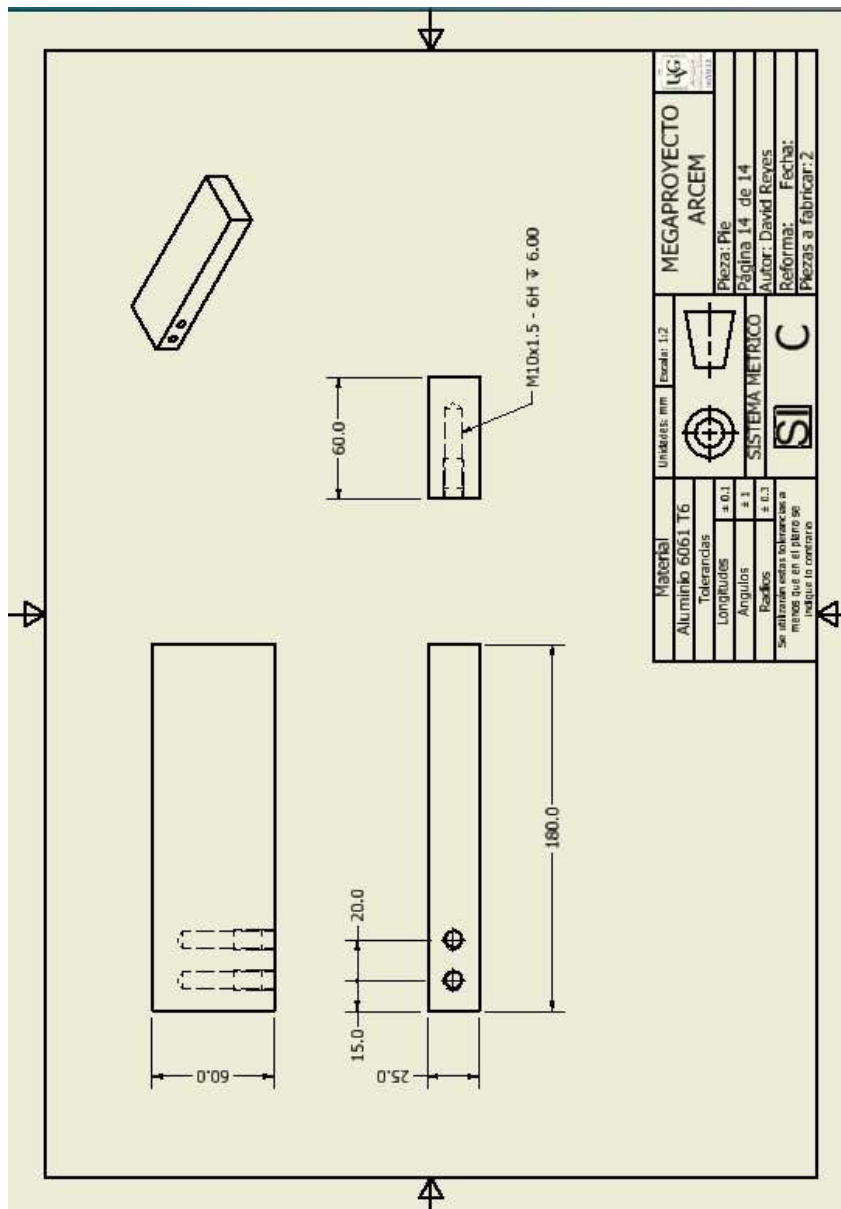


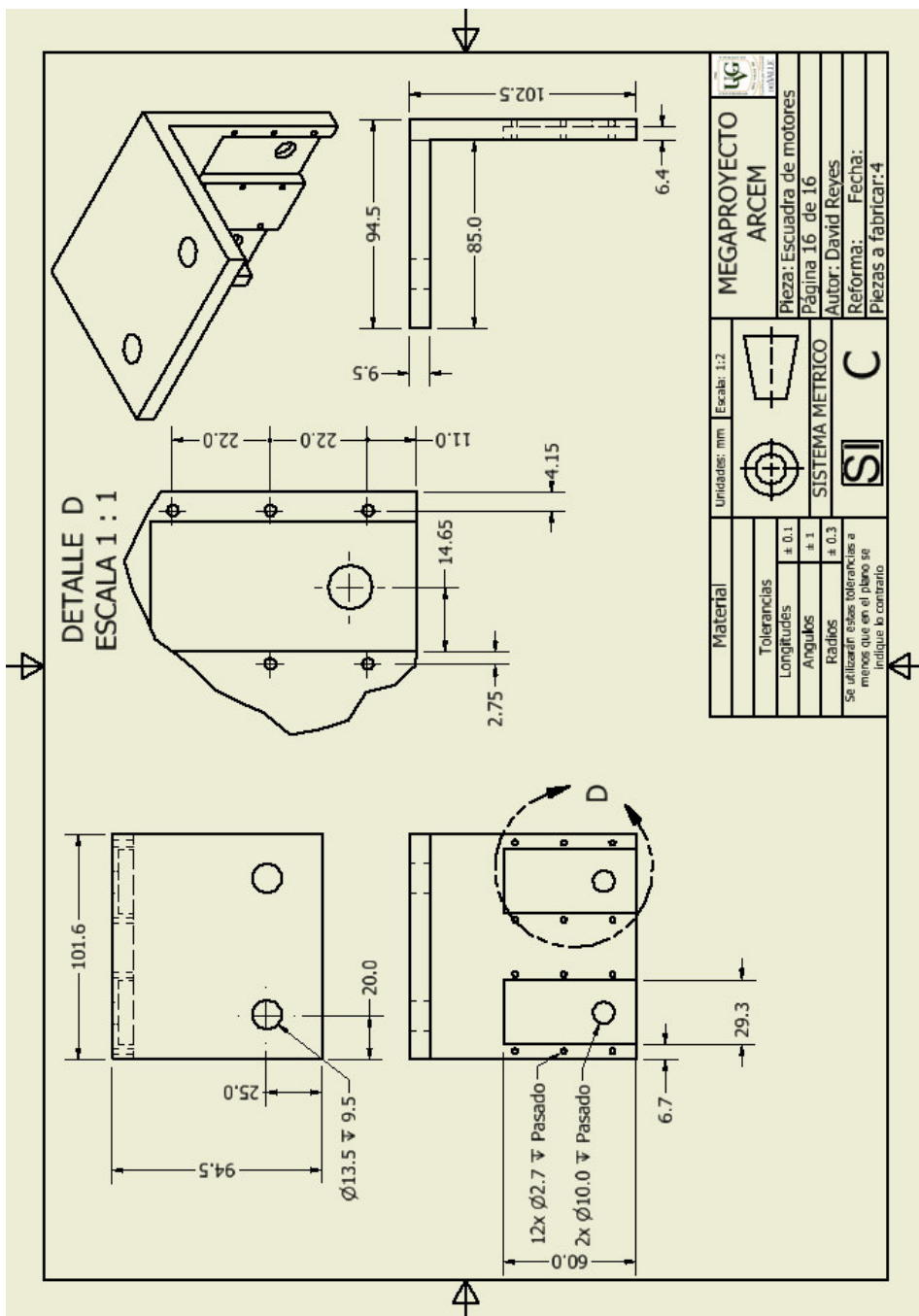




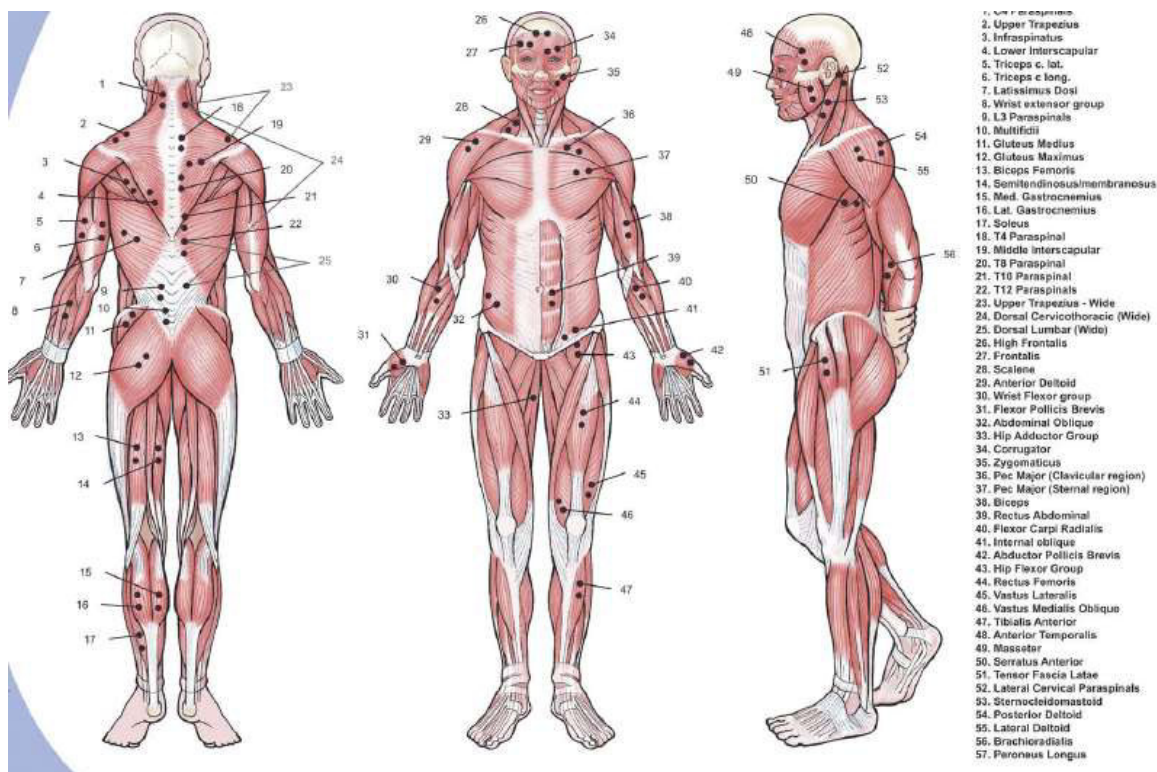








C. Diagrama de músculos y puntos de prueba para electromiografía de superficie.



D. Programa en MikroC utilizado para controlar la posición y velocidad de los Dynamixel MX-106

//Definición de variables

unsigned short comandos, banderas, bytePC, indice, indice2, instruccion, ID, NumMotores, BackUpNM, CheckSum, posi, posiflag, IDposi, Numposiciones;

unsigned short Length, Contador, cont4, ContTabla, ContControl, goal, TorqueL, TorqueH, TorqueActivado, dato, error, BR, JD, bandera;

unsigned short leer, salirciclo, salirciclo2, direccion, datalow, datahigh;

unsigned short flags, comando1, comando2;

unsigned posipresente, posienviada, posianterior;

int PosVel[16]; //Array para almacenar posicion y velocidad

int *pPosVel = &PosVel[0]; //Puntero de array PosVel

int PosAnterior[8] = {0x7FF, 0x7FF, 0x7FF, 0x7FF, 0x7FF, 0x7FF, 0x7FF, 0x7FF};

int *pPosAnterior = &PosAnterior[0];

int PosPresente[8];

int *pPosPresente = &PosPresente[0];

int Rutina1[80] = {16, 8, 11, 0, 155, 8, 106, 0, 238, 7, 11, 0, 99, 7, 106, 0, 23, 8, 4, 0, 181, 8, 17, 0, 252, 7, 8, 0, 249, 6, 72, 0, 50, 8, 18, 0, 217, 8, 24, 0, 107, 8, 75, 0, 195, 5, 212, 0, 70, 8, 13, 0, 238, 8, 14, 0, 233, 8, 86, 0, 212, 5, 11, 0, 99, 8, 19, 0, 213, 8, 16, 0, 144, 9, 114, 0, 6, 7, 209, 0};

int Rutina2[240] = {166, 8, 46, 0, 37, 9, 54, 0, 90, 9, 36, 0, 100, 7, 63, 0, 181, 8, 9, 0, 112, 9, 51, 0, 25, 9, 44, 0, 70, 7, 20, 0, 93, 8, 60, 0, 154, 10, 204, 0, 147, 8, 91, 0, 79, 7, 5, 0, 141, 7, 142, 0, 220, 11, 220, 0, 39, 8, 73, 0, 105, 7, 17, 0, 194, 6, 138, 0, 203, 10, 186, 0, 0, 8, 26, 0, 96, 7, 5, 0, 79, 6, 78, 0, 177, 9, 193, 0, 218, 7, 25, 0, 91, 7, 3, 0, 110, 6, 21, 0, 186, 8, 169, 0, 192, 7, 17, 0, 39, 7, 35, 0, 164, 6, 36, 0, 154, 8, 20, 0, 141, 7, 34, 0, 3, 7, 24, 0, 229, 6, 44, 0, 184, 8, 20, 0, 88, 7, 36, 0, 217,

```

6, 28, 0, 107, 7, 91, 0, 175, 8, 5, 0, 73, 7, 9, 0, 142, 6, 51, 0, 215, 7, 73, 0, 149, 8, 17, 0, 161, 7, 60, 0, 100, 5, 204, 0, 254, 7,
26, 0, 152, 8, 1, 0, 113, 8, 142, 0, 34, 4, 220, 0, 34, 8, 24, 0, 158, 8, 4, 0, 60, 9, 138, 0, 88, 5, 212, 0, 72, 8, 25, 0, 185, 8, 17,
0, 175, 9, 78, 0, 157, 6, 222, 0, 99, 8, 18, 0, 213, 8, 18, 0, 144, 9, 21, 0, 6, 7, 72, 0);
int Rutina3[176] = {119, 8, 13, 0, 248, 8, 23, 0, 92, 9, 35, 0, 54, 7, 32, 0, 143, 8, 16, 0, 8, 9, 10, 0, 40, 9, 35, 0, 80, 7, 17, 0,
150, 8, 4, 0, 50, 9, 28, 0, 6, 9, 22, 0, 66, 7, 9, 0, 145, 8, 2, 0, 186, 9, 92, 0, 213, 8, 33, 0, 47, 7, 12, 0, 76, 8, 47, 0, 54, 11, 4,
1, 168, 8, 30, 0, 63, 7, 10, 0, 92, 7, 164, 0, 200, 11, 99, 0, 125, 8, 29, 0, 66, 7, 2, 0, 226, 6, 83, 0, 68, 10, 10, 1, 115, 8, 6, 0,
78, 7, 7, 0, 251, 6, 16, 0, 107, 9, 148, 0, 94, 8, 13, 0, 86, 7, 5, 0, 110, 7, 78, 0, 211, 8, 103, 0, 61, 8, 22, 0, 106, 7, 13, 0, 175,
7, 44, 0, 145, 8, 45, 0, 51, 8, 6, 0, 114, 7, 5, 0, 217, 7, 28, 0, 131, 8, 9, 0, 37, 8, 9, 0, 123, 7, 5, 0};
int *pControl = &Rutina1[0];

//Interrupciones
void interrupt() {

    // Interrupción externa generada por el módulo de recolección de energía
    if (INTCON.INT0IF) {
        INTCON.INT0IF = 0;
        comando2 = 2*PORTB.B2 + PORTB.B1;
        flags.B6 = 1;
        return;
    }
}

//Inicialización de variables y registros
void init() {

    OSCCON = 0b01110100; //bits 1-0, son 0-0 respectivamente para obtener 64MHz (PLL)
    OSCTUNE.B6 = 1; //PLL activado

    ANSELA = 0; //Configuración de pines como I/O digitales
    ANSELB = 0;
    ANSELC = 0;
    ANSELD = 0;
    ANSELE = 0;

    TRISA = 0; //Configuración de todos los puertos como salidas
    TRISB = 0b00000111;
    TRISC = 0;
    TRISD = 0;
    TRISE = 0;

    PORTA = 0;
    PORTB = 0;
    PORTC = 0;
    PORTD = 0;
    PORTE = 0;

    PORTD.RD5 = 1;

    comandos = 0;
    banderas = 0;
    indice = 0;
    TorqueActivado=0;
    goal = 0;
    error = 0;
    flags = 0;
    comando1 = 0;
    comando2 = 0;
}

//Inicialización de UARTs
void uartconfig() {
//Configuración de UART1 a 57600 (Dynamixel MX están configurados de fábrica con un baudrate de 57600)
//UART1, PIC->servos
UART1_Init(9600);
TXSTA1.SYNC = 0;
TXSTA1.BRGH = 0;
BAUDCON1.BRG16 = 0;
SPBRGH1 = 0; //115200 bps

```

```

SPBRG1 = 4;
Delay_ms(200);
//Configuración de UART2 a 115200 (Más rápido que PIC->servos)
//UART2, PC->PIC
UART2_Init(9600);
TXSTA2.SYNC = 0;
TXSTA2.BRGH = 0;
BAUDCON2.BRG16 = 0;
SPBRGH2 = 0;
SPBRG2 = 8;      //57600 bps = 16 //19200 bps = 51//9600 bps = 103
Delay_ms(200);

INTCON = 0b11010000;
}

void EnviarID() {
    //calculando checksum
    CheckSum=0xFE+0x04+0x03+0x03+ID;
    CheckSum=~CheckSum;
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFE);
    UART2_Write(0x04);
    UART2_Write(0x03);
    UART2_Write(0x03);
    UART2_Write(ID);
    UART2_Write(CheckSum);
}

void DriveMode() {
    //calculando checksum
    CheckSum=0xFE+0x04+0x03+0x0A+JD;
    CheckSum=~CheckSum;
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFE);
    UART2_Write(0x04);
    UART2_Write(0x03);
    UART2_Write(0x0A);
    UART2_Write(JD);
    UART2_Write(CheckSum);
}

void CambiarBaudrate() {
    //SPBRG2 en PIC -- 115200bps = 8 //57600 bps = 16 //19200 bps = 51//9600 bps = 103
    Contador = 0;
    while(Contador < 4){
        if (Contador == 0){
            SPBRG2 = 8;
        }else if (contador == 1){
            SPBRG2 = 16;
        }else if (contador == 2){
            SPBRG2 = 51;
        }else if (contador == 3){
            SPBRG2 = 103;
        }
        CheckSum=0xFE+0x04+0x03+0x04+BR;      //19200=103, 57600=34, 16=115200, 9= 200000
        CheckSum=~CheckSum;
        UART2_Write(0xFF);
        UART2_Write(0xFF);
        UART2_Write(0xFE);
        UART2_Write(0x04);
        UART2_Write(0x03);
        UART2_Write(0x04);
        UART2_Write(BR);
        UART2_Write(CheckSum);
        UART2_Write(0x00);
        Contador++;
    }
    if (BR == 16){

```

```

    SPBRG2 = 8;
}else if (BR == 34){
    SPBRG2 = 16;
}else if (BR == 103){
    SPBRG2 = 51;
}else if (BR == 207){
    SPBRG2 = 103;
}
}

void LeerDatos(){
again: PORTD.RD5 = 1;
    error = 0;
    indice2 = 0;
    posiflag = 0;
    salirciclo = 0;
    salirciclo2 = 0;
    leer = 0;

    CheckSum = Contador + 0x04 + 0x02 + direccion + 0x02;
    CheckSum=~CheckSum;
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(Contador); //ID
    UART2_Write(0x04); //Lenght
    UART2_Write(0x02); //Instruccion Read()
    UART2_Write(direccion); //Direccion de Corriente/Posicion
    UART2_Write(0x02); //Cantidad de bytes a leer a partir de direccion
    UART2_Write(CheckSum);
    UART2_Write(0x00);
    //UART1_Write(0xFF);
    //UART1_Write(0xFE);
    PORTD.RD5 = 0;

    while(posiflag == 0){
        salirciclo++;
        if (salirciclo==0xFF){
            salirciclo = 0;
            salirciclo2++;
        }
        if (UART2_Data_Ready() == 1) {
            posi = UART2_Read();
            //UART1_Write(posi);
            if (indice2 == 0 && posi == 0){
                indice2 = 0;
            }else if(posi == 0xFF && (indice2 == 0 || indice2 == 1)){ //detecta inicio de cadena
                indice2++;
            }else if(indice2 == 2){ //byte de ID
                leer = 1;
                IDposi = posi;
                indice2++;
            }else if(indice2 == 3){ //Longitud
                indice2++;
            }else if( indice2 == 4){ //ERROR
                error = posi;
                indice2++;
            }else if(indice2 == 5 && error==0){ //Byte1 de posición (LOW)
                indice2++;
                UART1_Write(posi);
                datalow = posi;
            }else if(indice2 == 5 && error!=0){
                indice2++;
                posiflag = 1; //termina el ciclo con CHECKSUM
                goto again
            }else if(indice2 == 6){
                indice2++;
                UART1_Write(posi);
                datahigh = posi;
            }else if(indice2 == 7){

```

```

        indice2++;
        posiflag = 1; //termina el ciclo con CHECKSUM
        PORTD.RD5 = 1;
    }else {
        //PORTA = 0x1;
        goto again
    }
    }else if (leer == 0 && salirciclo2 == 0x04){
        goto again
        //PORTA=0xFF;
    }
}
}
}

```

```

void EnviarTorque() {
    //calculando CheckSum (envio de goal torque)
    CheckSum=0x00+0x05+0x03+0x47+TorqueL,TorqueH;
    CheckSum=~CheckSum;
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0x00); //Broadcast adress
    UART2_Write(0x05); //LENGTH
    UART2_Write(0x03); //Instruction
    UART2_Write(0x47); //Start Address
    UART2_Write(TorqueL); //Data
    UART2_Write(TorqueH);
    UART2_Write(CheckSum);
}

```

```

void ControlTorque() {
    dato=0x00;
    CheckSum=0x00+0x04+0x03+0x46+dato;
    CheckSum=~CheckSum;
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0x00); //Broadcast adress
    UART2_Write(0x04); //LENGTH
    UART2_Write(0x03); //Instruction
    UART2_Write(0x46); //Start Address
    UART2_Write(dato);
    UART2_Write(CheckSum);
    Delay_ms(10);
}

```

```

void EnviarPosVel() {
    //PORTB++;
    //PORTA= 0;
    bandera = 0;
    NumMotores = 4;
    enviarposicion: //PORTA = 0;
    PORTD.RD5 = 1;
    Length = NumMotores * 5 + 4;
    CheckSum = 0xFE+Length+0x83+0x1E+0x04;
    Contador = 0;

    pPosVel = &PosVel[0];
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFE);
    UART2_Write(Length);
    UART2_Write(0x83);
    UART2_Write(0x1E);
    UART2_Write(0x04);
    while(Contador < NumMotores){
        UART2_Write(Contador);
        CheckSum = CheckSum + Contador;
        cont4 = 4;
        Contador++;
        while (cont4>0){

```

```

    UART2_Write(*pPosVel);
    CheckSum = CheckSum + *pPosVel;
    *pPosVel++;
    cont4--;
}
}
CheckSum=~CheckSum;
UART2_Write(CheckSum);

Delay_ms(3);

leerposicion: //PORTB = 0;
Contador = 0;

Delay_us(100);

while(Contador < NumMotores){
    UART1_Write(255);
    UART1_Write(254);
    UART1_Write(Contador);
    direccion = 0x44;          //direccion corriente
    LeerDatos();
    UART1_Write(255);
    UART1_Write(253);
    UART1_Write(Contador);
    direccion = 0x24;          //direccion posicion
    LeerDatos();
    pPosPresente = &PosPresente[Contador*2];
    *(pPosPresente) = datalow;
    *(pPosPresente+1) = datahigh;
    Contador++;
}

Contador = 0;

goal = 0;
while(Contador < NumMotores){          //Verifica si se llego a la posicion enviada
    pPosPresente = &PosPresente[Contador*2];
    pPosAnterior = &PosAnterior[Contador*2];
    pPosVel = &PosVel[Contador*4];

    posianterior = *(pPosAnterior+1);
    posianterior = posianterior << 8;
    posianterior = posianterior + *(pPosAnterior);

    posipresente = *(pPosPresente+1) ;
    posipresente = posipresente << 8;
    posipresente = posipresente + *(pPosPresente);

    posienviada = *(pPosVel+1) ;
    posienviada = posienviada << 8;
    posienviada = posienviada + *(pPosVel);

    if (((posienviada > (posianterior+15)) || (posienviada < (posianterior-15))) && (goal==0)){
        //PORTA++;
        if ((posienviada > posianterior) && (posipresente <= posianterior)){
            goal = 1;
            //PORTA++;
        }else if ((posienviada < posianterior) && (posipresente >= posianterior)){
            goal = 1;
            //PORTA++;
        }else if ((posipresente > (posienviada+15)) || (posipresente < (posienviada-15))){
            goal = 2;
            PORTB++;
            PORTA = Contador;
        }
    }
}

//
}

/*if ((posienviada > posianterior) && (posipresente < posianterior)&& (goal==0)){
    goal = 1;
}
}

```

```

//PORTA++;
//PORTB = Contador;
//PORTA = ContControl;
//PORTB = 0xFF;
//if ((Contador !=1 && ContControl !=11)){///&&(Contador !=3 && ContControl !=4)&&(Contador !=3 && ContControl
!=5)
// goal = 1;
//}
}else if ((posienviada < posianterior) && (posipresente > posianterior) && (goal==0)){
goal = 1;
//PORTB++;
}else if((posienviada > 4) && (posienviada < 4091)){
if ((posipresente < (posienviada+5)) && (posipresente > (posienviada-5)) && (goal==0)){
goal = 2;
}
}else if((posienviada < 5) && (goal==0)){
if (posipresente < (posienviada+5)){
goal = 2;
}
}else if((posienviada > 4090) && (goal==0)){
if (posipresente > (posienviada-5)){
goal = 2;
}
}
}*/
Contador++;
}

if (goal == 1){
goto enviarposicion;
}else if(goal == 2){
goto leerposicion;
}
Contador = 0;

while (Contador < (NumMotores)){
//pPosPresente = &PosPresente[Contador];
pPosVel = &PosVel[Contador*4];
pPosAnterior = &PosAnterior[Contador*2];
*(pPosAnterior) = *(pPosVel);
*pPosVel++;
*pPosAnterior++;
*(pPosAnterior) = *(pPosVel);
Contador++;
}
}

void EnviarTabla() {
//pControl = &Rutina1[0];
ContControl = 0;
NumMotores = 4;
while (ContControl< Numposiciones){
//NumMotores = 4;
ContTabla = 0;
pPosVel = &PosVel[0];
while(ContTabla < NumMotores){
cont4 = 4;
while (cont4>0){
*(pPosVel) = *(pControl);
*pPosVel++;
*pControl++;
cont4--;
}
ContTabla++;
}
EnviarPosVel();
ContControl++;
//PORTB = ContControl;

```

```

    }
}

void StepRight() {
    pControl = &Rutina1[0];
    Numposiciones = 5;
    EnviarTabla();
    pControl = &Rutina3[0];
    Numposiciones = 11;
    EnviarTabla();
}

void StrideRight() {
    pControl = &Rutina1[0];
    Numposiciones = 5;
    EnviarTabla();
    pControl = &Rutina2[0];
    Numposiciones = 15;
    EnviarTabla();
    pControl = &Rutina3[0];
    Numposiciones = 11;
    EnviarTabla();
}

void Recibir_comando2() {
    // Comando para realizar un paso individual con la pierna izquierda
    if (comando2 == 0){
        if (flags.b0 == 0){
            flags.b0 = 1;
            //////////////////////////////////////
        }
    }
    // Comando para realizar un paso individual con la pierna derecha
    else if (comando2 == 1){
        if (flags.b0 == 0){
            flags.b0 = 1;
            StepRight();
        }
    }
    // Comando para realizar un ciclo completo con la pierna izquierda
    else if (comando2 == 2){
        if (flags.b0 == 0){
            flags.b0 = 1;
            //////////////////////////////////////
        }
    }
    // Comando para realizar un ciclo completo con la pierna derecha
    else if (comando2 == 3){
        if (flags.b0 == 0){
            flags.b0 = 1;
            StrideRight();
        }
    }
}
}
//-----

void main() {
    init();
    uartconfig();
    //TORQUE LIMIT INICIALIZA EN EL MAXIMO
    CheckSum=0xFE+0x05+0x03+0x22+0xFF+0x03;
    CheckSum=~CheckSum;
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFF);
    UART2_Write(0xFE);           //Broadcast adress
    UART2_Write(0x05);           //LENGTH
    UART2_Write(0x03);           //Instruction
    UART2_Write(0x22);           //Start Address
    UART2_Write(0xFF);           //Data
    UART2_Write(0x03);
}

```

```

UART2_Write(CheckSum);
while(1){
// Comunicacion con el módulo de recolección de energía
if (flags.B6){
    flags.B6 = 0;
    Recibir_comando2();
}

// Leer datos recibidos de PC:
if (UART1_Data_Ready() == 1) {
bytePC = UART1_Read();
if (bytePC == 0xFF && (indice == 0 || indice == 1)){ //detecta inicio de cadena
    indice++;
    PORTC=1;
} else if(indice == 2){ //byte de instruccion
    instruccion = bytePC;
    indice++;
    PORTC=2;
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xFE){
    ID = bytePC;
    indice = 0;
    PORTC=3;
    EnviarID(); //Call enviar ID
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xFA){
    indice = 0;
    //PORTE++;
    //PORTC=4;
    if (bytePC == 0){
        StepRight(); //Call enviar ID
    } else if (bytePC == 1){
        StrideRight();
    }
    //PORTE=0;
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xFB){
    indice = 0;
    /*if (TorqueActivado==1){
        ControlTorque();
        TorqueActivado=0;
    }*/
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xFC){
    torqueL = bytePC;
    indice++;
    //PORTC=3;
} else if(indice == 4 && instruccion == 0xFC){
    torqueH = bytePC;
    indice = 0;
    /*if (TorqueActivado==0){
        ControlTorque();
        TorqueActivado=1;
    }*/
    ControlTorque();
    EnviarTorque(); //Call enviar Torque
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xF8){
    indice=0;
    direccion = 0x44;
    LeerDatos();
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xF7){
    indice=0;
    JD=bytePC;
    DriveMode();
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xF9){
    indice=0;
    BR=bytePC;
    CambiarBaudRate();
} else if(indice == 3 && instruccion == 0xFD){
    //PORTA=0xFF;
    NumMotores = bytePC;
    BackUpNM = bytePC*4;
    pPosVel = &PosVel[0];
    indice++;
}
}

```



```

corriente1 = []
posicion1 = []
tiempo1 = []

corriente2 = []
posicion2 = []
tiempo2 = []

corriente3 = []
posicion3 = []
tiempo3 = []

corriente4 = []
posicion4 = []
tiempo4 = []

#-----Comunicacion Serial-----#
def leer(dummy):
    global puerto, corriente1, posicion1, tiempo1, corriente2, posicion2, tiempo2, corriente3, posicion3, tiempo3, corriente4,
    posicion4, tiempo4, tstart
    while True:
        temp=ord(puerto.read(1))
        if temp == 255:
            temp=ord(puerto.read(1))
            #tiempo.append(time.time()-tstart)
            if temp == 254:
                temp=ord(puerto.read(1))
                if temp == 0:
                    #print 'Corriente'
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    low = temp
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    c = temp*256 + low
                    c = 0.0045*(c-2048)
                    corriente1.append(c)
                elif temp == 1:
                    #print 'Corriente'
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    low = temp
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    c = temp*256 + low
                    c = 0.0045*(c-2048)
                    corriente2.append(c)
                elif temp == 2:
                    #print 'Corriente'
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    low = temp
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    c = temp*256 + low
                    c = 0.0045*(c-2048)
                    corriente3.append(c)
            if temp == 3:
                #print 'Corriente'
                temp=ord(puerto.read(1))
                low = temp
                temp=ord(puerto.read(1))
                c = temp*256 + low
                c = 0.0045*(c-2048)
                corriente4.append(c)
            elif temp == 253:
                #print 'Posicion'
                temp=ord(puerto.read(1))
                if temp == 0:
                    tiempo1.append(time.time()-tstart)
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    low = temp
                    temp=ord(puerto.read(1))
                    c = temp*256 + low
                    c = c*360.0/4095
                    posicion1.append(c)

```

```

elif temp == 1:
    tiempo2.append(time.time()-tstart)
    temp=ord(puerto.read(1))
    low = temp
    temp=ord(puerto.read(1))
    c = temp*256 + low
    c = c*360.0/4095
    posicion2.append(c)
elif temp == 2:
    tiempo3.append(time.time()-tstart)
    temp=ord(puerto.read(1))
    low = temp
    temp=ord(puerto.read(1))
    c = temp*256 + low
    c = c*360.0/4095
    posicion3.append(c)
elif temp == 3:
    tiempo4.append(time.time()-tstart)
    temp=ord(puerto.read(1))
    low = temp
    temp=ord(puerto.read(1))
    c = temp*256 + low
    c = c*360.0/4095
    posicion4.append(c)

def abrirpuerto():
    global isopen, puerto
    if isopen==0:
        #El baudrate default utilizado por MX-106 es de 57600, se utilizara el un mas grande con la PC 115200
        try:
            puerto = serial.Serial(2,baudrate=200000, bytesize=8, parity='N', stopbits=1, timeout=None, xonxoff=0, rtscts=0,
writeTimeout=None, dsrdtr=None)
            band = 1
        except serial.SerialException:
            print "No fue posible establecer una conexion con el puerto serial"
            band=0
    if band==1:
        #Si el puerto ya esta abierto, se cierra
        if(puerto.isOpen()):
            puerto.close()
        #Se abre el puerto
        puerto.open()
        isopen=1
        print 'Abriendo puerto...'
        thread.start_new_thread(leer,(0,))
        time.sleep(0.1)
        #puerto.write(chr(255))
        desconectar.configure(state='normal')
        desconectar.update()
        enviardatos.configure(state='normal')
        enviardatos.update()
        conectar.configure(state='disabled')
        conectar.update()
        #butenviarID.configure(state='normal')
        #butenviarID.update()

def cerrarpuerto():
    global isopen, puerto
    if isopen==1:
        puerto.close()
        isopen=0
        print 'Cerrando puerto'
        desconectar.configure(state='disabled')
        desconectar.update()
        enviardatos.configure(state='disabled')
        enviardatos.update()
        conectar.configure(state='normal')
        conectar.update()
    else:

```

```

print 'El puerto se encuentra cerrado'

#Calcula el CheckSum de un paquete de instrucciones
def calcularCHECKSUM(CHECKSUM):
    CHECKSUM=bin(CHECKSUM)
    CHECKSUM=CHECKSUM[len(CHECKSUM)-8:len(CHECKSUM)]
    CHECKSUM='0b'+CHECKSUM
    CHECKSUM=int(CHECKSUM,2)
    CHECKSUM=~CHECKSUM
    CHECKSUM=hex(CHECKSUM & 0xfffffff)
    CHECKSUM=CHECKSUM[len(CHECKSUM)-3:len(CHECKSUM)-1]
    CHECKSUM=int(CHECKSUM,16)
    return CHECKSUM

def enviarID():
    global asignID, entryID
    try:
        ID = int(entryID.get())
        if ID < 0 or ID > 253:
            print 'Debe ingresarse un entero entre 0 y 253'
        else:
            print 'Enviando ID', ID
            IDinstpacket = [255,255,254,ID]          #Para iniciar el envio se manda 0xFF, para indicar que es ID, se envia 0xFE y
se envia el #ID
            for i in range(0,len(IDinstpacket),1):
                puerto.write(chr(IDinstpacket[i]))
                print hex(IDinstpacket[i])
                time.sleep(0.01)
            asignID.destroy()

    except ValueError:
        print 'Debe ingresarse un entero entre 0 y 253'

def enviarTorque():
    global asignTorque, entryTorque
    try:
        Torque = int(entryTorque.get())
        if Torque < 0 or Torque > 1023:
            print 'Debe ingresarse un entero entre 0 y 1023'
        else:
            Torque = hex(int(Torque))
            if len(Torque)>4:
                TorqueL = int('0x' + Torque[len(Torque)-2:len(Torque)], 16)
                TorqueH = int(Torque[0:len(Torque)-2], 16)
            else:
                TorqueL = int(Torque,16)
                TorqueH = 0
            #print hex(TorqueL)
            #print hex(TorqueH)
            Torqueinstpacket = [255,255,252,TorqueL,TorqueH]          #Para iniciar el envio se manda 0xFF, para indicar que es
ID, se envia 0xFE y se envia el #ID
            for i in range(0,len(Torqueinstpacket),1):
                puerto.write(chr(Torqueinstpacket[i]))
                print hex(Torqueinstpacket[i])
                time.sleep(0.01)

    except ValueError:
        print 'Debe ingresarse un entero entre 0 y 1023'

def desactivarTorque():
    desactivar = [255,255,251]          #Para iniciar el envio se manda 0xFF, para indicar que es ID, se envia 0xFE y se envia
el #ID
    for i in range(0,len(desactivar),1):
        puerto.write(chr(desactivar[i]))
        print hex(desactivar[i])
        time.sleep(0.01)

def SelecNumMX106():

```

```

global NumDynamixels, entryNumDynamixels, NumMX106
try:
    NumMX106 = int(entryNumDynamixels.get())
    if NumMX106 < 1 or NumMX106 > 4:
        print 'Debe ingresarse un entero entre 1 y 4'
    else:
        print 'Se han seleccionado', NumMX106, 'Dynamixels MX-106'
        NumDynamixels.destroy()
        HabilitarMotores(NumMX106)
except ValueError:
    print 'Debe ingresarse un entero entre 0 y 253'

def EnviarPosVel():
    global entrygrados, entryvelocidad, NumMX106
    error = 0
    for i in range(0,NumMX106,1):
        try:
            deg = int(entrygrados[i].get())

            vel = int(entryvelocidad[i].get())

            if deg < 0 or deg >360:
                error = 1
            elif vel<1 or vel>177:
                error = 1
        except ValueError:
            error = 1
    if error == 1:
        print 'Debe ingresarse un entero entre 0 y 360 para la posicion y un entero entre 1 y 177 para la velocidad'
    else:
        print 'Enviando posicion y velocidad'
        error = 0
        puerto.write(chr(255))
        time.sleep(0.01)
        puerto.write(chr(255))
        time.sleep(0.01)
        puerto.write(chr(253))
        time.sleep(0.01)
        puerto.write(chr(NumMX106))
        time.sleep(0.01)
        for i in range(0,NumMX106,1):
            deg = int(entrygrados[i].get())

            deg = hex(int(deg*4095.0/360))

            if len(deg)>4:
                degl = int('0x' + deg[len(deg)-2:len(deg)], 16)
                degh = int(deg[0:len(deg)-2], 16)
            else:
                degl = int(deg,16)
                degh = 0
            print degl, degh
            puerto.write(chr(degl))
            print hex(degl)
            time.sleep(0.01)
            puerto.write(chr(degh))
            print hex(degh)
            vel = int(entryvelocidad[i].get())
            #print vel
            vel = hex(int(vel*1023.0/117))
            #print vel
            if len(vel)>4:
                vell = int('0x' + vel[len(vel)-2:len(vel)], 16)
                velh = int(vel[0:len(vel)-2], 16)
            else:
                vell = int(vel,16)
                velh = 0

            print 'velocidad!!!!!!!', hex(velh), hex(vell)
            puerto.write(chr(vell))

```

```

time.sleep(0.01)
puerto.write(chr(velh))

#####GUILMAR
def abrir():
    global corriente1, posicion1, tiempo1, corriente2, posicion2, tiempo2, corriente3, posicion3, tiempo3, corriente4,
    posicion4, tiempo4, tstart
    print len(posicion1)
    print len(posicion2)
    print len(posicion3)
    print len(posicion4)
    archivo = None
    #opciones = "txt (*.txt)*.txt"

    f = tkFileDialog.asksaveasfile(mode = 'w', parent = root)
    f.write('Cadera Izquierda')
    f.write("\n")
    for i in range (0,len(posicion1),1):
        f.write(str(tiempo1[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(corriente1[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(posicion1[i]))
        f.write("\n")
    f.write('Rodilla Izquierda')
    f.write("\n")
    for i in range (0,len(posicion2),1):
        f.write(str(tiempo2[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(corriente2[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(posicion2[i]))
        f.write("\n")
    f.write('Cadera Derecha')
    f.write("\n")
    for i in range (0,len(posicion3),1):
        f.write(str(tiempo3[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(corriente3[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(posicion3[i]))
        f.write("\n")
    f.write('Rodilla Derecha')
    f.write("\n")
    for i in range (0,len(posicion4),1):
        f.write(str(tiempo4[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(corriente4[i]))
        f.write("\t")
        f.write(str(posicion4[i]))
        f.write("\n")
    f.close

    if archivo != None:
        while 1:
            line = archivo.readline()
            if not line:
                break

def enviartabla():
    global corriente1, posicion1, tiempo1, corriente2, posicion2, tiempo2, corriente3, posicion3, tiempo3, corriente4,
    posicion4, tiempo4, tstart
    global EnviarRutina, rutinabox, variable, rutina

    print 'Enviando Rutina'
    EnviarRutina = Toplevel(root)
    EnviarRutina.title('Seleccion de Rutina')

```

```

Label(EnviarRutina, text='Seleccione la rutina a reproducir:',font=("Arial", 8), justify=LEFT).grid(row=0,column=0,
sticky=W)
rutina = StringVar(EnviarRutina)
rutina.set("Paso derecho") # default value
rutinabox = OptionMenu(EnviarRutina, rutina, 'Paso derecho', 'Ciclo derecho')
rutinabox.grid(row=1, column=0)
butrutina= Button(EnviarRutina, text="Reproducir", command=enviarrutina, font="arial 10 bold")
butrutina.grid(row=2,column=0)

def enviarrutina():
    global corriente1, posicion1, tiempo1, corriente2, posicion2, tiempo2, corriente3, posicion3, tiempo3, corriente4,
    posicion4, tiempo4, tstart, rutina
    corriente1 = []
    posicion1 = []
    tiempo1 = []

    corriente2 = []
    posicion2 = []
    tiempo2 = []

    corriente3 = []
    posicion3 = []
    tiempo3 = []

    corriente4 = []
    posicion4 = []
    tiempo4 = []

    tstart = time.time()
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(250))
    if rutina.get() == 'Paso derecho':
        play = 0
    elif rutina.get() == 'Ciclo derecho':
        play = 1
    puerto.write(chr(play))

#-----Intefaz Grafica-----#
#Funciones para botones y menu

#Ventana para asignar ID a Dynamixel
def AsignarID():
    global asignID, entryID
    print 'Asignando ID'
    asignID = Toplevel(root)
    asignID.title('Asignar nuevo ID a Dynamixel MX-106')
    Label(asignID, text='ADVERTENCIA! Conecte unicamente los \nmotores que deben tener el mismo ID.',
foreground='red',font=("Arial", 14, 'bold'), justify=LEFT).grid(row=0,column=0,columnspan=2)
    Label(asignID, text='Ingrese un nuevo numero de ID para el motor:\n(Debe ser un numero entre (0 y 254)',font=("Arial", 8),
justify=LEFT).grid(row=1,column=0, sticky=W)
    entryID = Entry(asignID)
    entryID.grid(row=1, column=1)
    butenviarID= Button(asignID, text="Enviar ID", command=enviarID, font="arial 10 bold")
    butenviarID.grid(row=2,column=1)
    #butenviarID.configure(state='disabled')
    #butenviarID.update()

def CambiarBaudrate():
    global ChangeBaud, baudbox, variable
    print 'Cambiano baudrate'
    ChangeBaud = Toplevel(root)
    ChangeBaud.title('Cambio de Baudrate del motor')
    Label(ChangeBaud, text='Seleccione nuevo baudrate para el motor:',font=("Arial", 8), justify=LEFT).grid(row=0,column=0,
sticky=W)

```

```

variable = StringVar(ChangeBaud)
variable.set("115200") # default value
baudbox = OptionMenu(ChangeBaud, variable, '9600', '19200', '57600', '115200')
baudbox.grid(row=1, column=0)
butaceptarbr= Button(ChangeBaud, text="Aceptar", command=enviarBR, font="arial 10 bold")
butaceptarbr.grid(row=2,column=0)

def enviarBR():
    global ChangeBaud, baudbox, variable
    if variable.get() == '9600':
        BR = 207
    elif variable.get() == '19200':
        BR = 103
    elif variable.get() == '57600':
        BR = 34
    elif variable.get() == '115200':
        BR = 16
    print BR
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(249))
    puerto.write(chr(BR))
    ChangeBaud.destroy()

def DualJoints():
    global DualJ, dualJbox, joint
    print 'Cambiando baudrate'
    DualJ = Toplevel(root)
    DualJ.title('Asignación de modo Master/Slave al motor')
    Label(DualJ, text='Seleccione el drive mode del motor:',font=("Arial", 8), justify=LEFT).grid(row=0,column=0, sticky=W)
    joint = StringVar(DualJ)
    joint.set("Slave") # default value
    dualJbox = OptionMenu(DualJ, joint, 'Slave', 'Master')
    dualJbox.grid(row=1, column=0)
    butaceptardj= Button(DualJ, text="Aceptar", command=enviarDJ, font="arial 10 bold")
    butaceptardj.grid(row=2,column=0)

def enviarDJ():
    global DualJ, dualJbox, joint
    if joint.get() == 'Slave':
        DJ = 2
    elif joint.get() == 'Master':
        DJ = 0
    print DJ
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(247))
    puerto.write(chr(DJ))
    DualJ.destroy()

def LeerCorriente():
    print 'Leer corriente'
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(255))
    puerto.write(chr(248))
    puerto.write(chr(248))

def ControlTorque():
    global asignTorque, entryTorque
    print 'Torque'
    asignTorque = Toplevel(root)
    asignTorque.title('Control de torque')
    Label(asignTorque, text='ADVERTENCIA! A todos los motores conectados se \nles enviara el mismo valor de torque.',
foreground='red',font=("Arial", 14, 'bold'), justify=LEFT).grid(row=0,column=0, columnspan=2)
    Label(asignTorque, text='Ingrese un valor de torque para el motor:\n(Debe ser un numero entre (0 y 1023)',font=("Arial",
8), justify=LEFT).grid(row=1,column=0, sticky=W)
    entryTorque = Entry(asignTorque)
    entryTorque.grid(row=1, column=1)
    butenviarTorque= Button(asignTorque, text="Enviar Torque", command=enviarTorque, font="arial 10 bold")
    butenviarTorque.grid(row=2,column=1)

```

```

butdesactivarTorque = Button(asignTorque, text="Desactivar control por Torque", command=desactivarTorque, font="arial
10 bold")
butdesactivarTorque .grid(row=3,column=1)

#Ventana para seleccionar cantidad de Dynamixels
def NumeroDynMX106():
    global NumDynamixels, entryNumDynamixels
    print 'Seleccion de numero de Dynamixels'
    NumDynamixels = Toplevel(root)
    NumDynamixels.title("Numero de Dynamixels MX-106")
    #Label(asignID, text='ADVERTENCIA! Conecte unicamente los \nmotores que deben tener el mismo ID.',
foreground='red',font=("Arial", 14, 'bold'), justify=LEFT).grid(row=0,column=0, columnspan=2)
    Label(NumDynamixels, text='Ingrese el numero de Dynamixels MX-106 que desea conectar:\n(Debe ser un numero entre
(0 y 4)',font=("Arial", 8), justify=LEFT).grid(row=0,column=0, sticky=W)
    entryNumDynamixels = Entry(NumDynamixels)
    entryNumDynamixels.grid(row=0, column=1)
    butselecNum= Button(NumDynamixels, text="Aceptar", command=SelecNumMX106, font="arial 10 bold")
    butselecNum.grid(row=1,column=1)

#Despliega los motores y campos para controlarlos
def HabilitarMotores(NumMX106):
    global root, labelgrados, entrygrados, labelvelocidad, entryvelocidad, labelmotor, imagen2
    for i in range(0,4,1):
        entrygrados[i].configure(state='disabled')
        entrygrados[i].update()
        entryvelocidad[i].configure(state='disabled')
        entryvelocidad[i].update()
        labelmotor[i].configure(image = imagen1)
        labelmotor[i].image = imagen1
    for i in range(0,NumMX106,1):
        entrygrados[i].configure(state='normal')
        entrygrados[i].update()
        entryvelocidad[i].configure(state='normal')
        entryvelocidad[i].update()
        labelmotor[i].configure(image = imagen2)
        labelmotor[i].image = imagen2

def Saliendo():
    global puerto
    if isopen==1:
        puerto.close()
    root.destroy()

#Ventana y menu principales
root = Tk()
root.title('Pruebas de posicion y velocidad de Dynamixel MX-106')
menubar = Menu(root)
filemenu = Menu(menubar, tearoff=0)
filemenu.add_command(label="Numero de Dynamixels MX-106", command=NumeroDynMX106)
filemenu.add_command(label="Asignar ID", command=AsignarID)
filemenu.add_command(label="Cambiar Baudrate", command=CambiarBaudrate)
filemenu.add_command(label="Asignar Master/Slave", command=DualJoints)
#filemenu.add_command(label="Leer Corriente", command=LeerCorriente)
filemenu.add_command(label="Control de Torque", command=ControlTorque)
filemenu.add_command(label="Cargar Tabla", command=abrir)
filemenu.add_command(label="Reproducir Rutina", command=enviartabla)
filemenu.add_separator()
filemenu.add_command(label="Salir", command=Saliendo)
menubar.add_cascade(label="Configuración", menu=filemenu)
#root.config(menu=menubar)

#archivobar = Menu(root)
filearch = Menu(menubar, tearoff=0)
filearch.add_command(label="Guardar datos", command=abrir)
#filearch.add_command(label="Asignar ID", command=AsignarID)
#filearch.add_command(label="Cambiar Baudrate", command=CambiarBaudrate)
#filearch.add_command(label="Leer Corriente", command=LeerCorriente)
menubar.add_cascade(label="Archivo", menu=filearch)
root.config(menu=menubar)

```

```

#Boton para conectar serial
conectar= Button(root, text="Conectar", command=abrirpuerto, font="arial 10 bold",fg='red', width=18)
conectar.grid(row=5,column=3, sticky=SE)

#Boton para desconectar serial
desconectar= Button(root, text="Desconectar", command=cerrarpuerto, font="arial 10 bold", width=18)
desconectar.grid(row=6,column=3, sticky=SE)
desconectar.configure(state=DISABLED)
desconectar.update()

#Boton para enviar datos
enviardatos= Button(root, text="Enviar posicion\ny velocidad", command=EnviarPosVel, font="arial 10 bold", width=18)
enviardatos.grid(row=5,column=2, sticky=E, rowspan=6)
enviardatos.configure(state=DISABLED)
enviardatos.update()

#Despliegue inicial de motores y entradas
photo1 = Image.open('nomotor.jpg')
imagen1 = ImageTk.PhotoImage(photo1)
photo2 = Image.open('motor.jpg')
imagen2 = ImageTk.PhotoImage(photo2)
for i in range(0,4,1):
    labelgrados.append(Label(root, text='Posicion (grados):',font=("Arial", 8), justify=LEFT))
    labelgrados[i].grid(row=0,column=i)
    entrygrados.append(Entry(root))
    entrygrados[i].grid(row=1, column=i)
    entrygrados[i].configure(state='disabled')
    entrygrados[i].update()
    labelvelocidad.append(Label(root, text='Velocidad (rpm):',font=("Arial", 8), justify=LEFT))
    labelvelocidad[i].grid(row=2,column=i)
    entryvelocidad.append(Entry(root))
    entryvelocidad[i].grid(row=3, column=i)
    entryvelocidad[i].configure(state='disabled')
    entryvelocidad[i].update()
    labelmotor.append(Label(root, image=imagen1, text='          xxx\n\n          xxx\n\n\n\n\n', font=("Arial", 12, 'bold'),
compound=CENTER))
    labelmotor[i].image = imagen1 # keep a reference!
    labelmotor[i].grid(row=4,column=i)

root.mainloop()

```

XVIII. GLOSARIO

- **Actuador lineal:** Actuador que produce movimiento en una línea recta.
- **Actuador:** Dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en movimiento o control de un mecanismo o sistema.
- **Aeroespacial:** Se dice del ámbito formado por la atmósfera terrestre y el espacio exterior próximo.
- **AISI:** American Iron and Steel Institute, por sus siglas en inglés
- **Bandera (programación):** Se refiere a uno o más bits utilizados para almacenar un valor que tiene un significado.
- **Baud rate:** Tasa de transmisión de datos o información.
- **Centro de masa:** Punto de un sistema donde se aplica la resultante de todas la fuerza que actúan sobre el sistema, de tal forma que el sistema formado por todas las masas concentradas en el centro de masa es equivalente al sistema original.
- **Cigüeñal:** Eje con codos que transforma un movimiento rectilíneo en circular.
- **Codificador:** Circuito combinacional que cuenta con un número determinado de entradas, y cuya función es presentar en su salida el código binario correspondiente.
- **Conversión A/D:** Proceso por medio del cual una señal analógica, como por ejemplo una corriente eléctrica, se digitaliza en un formato binario que puede ser entendido por una computadora o dispositivo digital afín.
- **Convertidor Analógico – Digital (ADC):** Dispositivo electrónico capaz de convertir una señal analógica de voltaje a un número digital, es decir, una representación binaria.
- **Corriente quiescente:** Corriente consumida por un circuito al no estar conectado a ninguna carga.

- **Decodificador:** Circuito combinacional cuya función es inversa a la del codificador. Convierte un código binario de varias entradas en salidas exclusivas.
- **Diartrosis:** Tipo de articulación dotada de movilidad en la que entre los cuerpos articulares se sitúa una cavidad articular que impide la unión directa entre los huesos que se unen. A esta articulación también se le denomina sinovial.
- **Divisor de voltaje:** Configuración de circuito eléctrico que reparte la tensión o voltaje de una fuente entre una o más impedancias conectadas en serie.
- **Doble manivela:** Consta de un mecanismo de cuatro barras. Un eslabón es la bancada, dos eslabones son las manivelas y otro eslabón es el acoplador o biela.
- **Eje:** Barra, varilla o pieza similar que atraviesa un cuerpo giratorio y le sirve de sostén en el movimiento.
- **Electromiografía:** Técnica para la evaluación y registro de la actividad producida por los músculos esqueléticos.
- **Electromiografía:** Técnica para la evaluación y registro de la actividad muscular producida por los músculos esqueléticos.
- **Enartrosis:** Tipo de articulación formada por una superficie cóncava y otra convexa. Esta articulación permite una gran movilidad en todos los sentidos (flexión, extensión, rotación, abducción y aducción).
- **Eslabón:** Pieza con forma de aro o anillo que, enlazada con otras semejantes, forma una cadena.
- **Fresado:** Acción de abrir agujeros y maquinar por medio de una herramienta de movimiento circular continuo, constituida por una serie de buriles o cuchillas convenientemente espaciados entre sí.
- **Hipoalergénico:** Que produce una reacción alérgica muy reducida o nula.
- **Lenguaje ensamblador:** Lenguaje de programación de bajo nivel para las computadoras, microprocesadores, microcontroladores y otros circuitos integrados

programables. Este lenguaje implementa una representación simbólica de los códigos de máquina binarios y otras constantes necesarias para programar una arquitectura dada de CPU y constituye la representación más directa del código de máquina específico para cada arquitectura legible por un programador.

- **Literal:** Representa el valor de una constante dentro de un lenguaje de programación. Puede ser de tipo entero, real, lógico, carácter, cadena de caracteres o un valor nulo.
- **Machuelo:** Herramienta que se utiliza para maquinar las roscas internas en una pieza
- **Maquinado:** En metalurgia, trabajar una pieza por medio de una máquina.
- **Material dieléctrico:** Material aislante que puede ser polarizado por un campo eléctrico.
- **Microcontrolador:** Circuito integrado que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y unidad de entradas/salidas.
- **MSOP:** Siglas de Micro Small Outline Package. Tipo de empaquetado de superficie de pequeño tamaño.
- **Muslo:** Parte de la extremidad inferior de una persona que parte desde la articulación de la cadera hasta la articulación de la rodilla.
- **NEMA:** Clasificación por tamaño de motores de National Electrical Manufacturers Association.
- **Ortesis:** Dispositivo ortopédico que reemplaza parcial o totalmente las funciones de un miembro con incapacidad física, invalidez o disimetría. Sirve para sostener, alinear o corregir deformidades y para mejorar la función del aparato locomotor.
- **Palanca:** Máquina simple cuya función es transmitir fuerza y desplazamiento. Está compuesta por una barra rígida que puede girar libremente alrededor de un punto de apoyo llamado fulcro. Puede utilizarse para amplificar la fuerza mecánica que se aplica a un objeto.

- **Pierna:** Parte de la extremidad inferior de una persona comprendida entre la articulación de la rodilla y el tobillo.
- **Piezolectricidad:** Fenómeno presentado por cristales que al ser sometidos a tensiones mecánicas adquieren una polarización eléctrica. También se presenta de forma inversa, ya que al ser sometidos a un campo eléctrico, sufren deformaciones.
- **Plástico PLA (ácido poliláctico):** Poliéster alifático termoplástico biodegradable derivado de recursos renovables, de productos tales como almidón de maíz, tapioca o caña de azúcar.
- **PLL:** Siglas de Phase Lock Loop. Es un sistema de control que genera una señal de salida, cuya fase está relacionada a la fase de una señal de entrada. En el caso de los osciladores, el dispositivo compara la fase de una señal con la fase de una señal periódica de entrada, para mantener esta fase.
- **Polímero electroactivo:** Polímero que exhibe cambios en tamaño y forma cuando es estimulado por un campo eléctrico.
- **Potencia:** Cantidad de trabajo efectuado por unidad de tiempo.
- **Potenciómetro:** Resistor cuyo valor de resistencia es variable. Usualmente su resistencia graduable se utiliza para regular las funciones de algunos aparatos eléctricos, como por ejemplo el volumen en un radio.
- **Puertos COM:** Puerto serial que implica una interfaz de comunicaciones de datos digitales. Usualmente es utilizado por computadoras y periféricos donde la información es transmitida bit a bit enviando uno solo a la vez.
- **PZT (Zirconato-titanato de plomo):** Compuesto inorgánico intermetálico que exhibe características piezoeléctricas. Es utilizado en componentes de transducción ultrasónica, capacitores, y actuadores.
- **Rectificador:** Circuito que convierte corriente alterna a corriente continua.

- **Regresión Polinomial:** Tipo de regresión en el que la relación entre la variable independiente y la variable dependiente se modela como un polinomio de orden n . Generalmente se utiliza para describir fenómenos no lineales.
- **Regulador buck:** Convertidor DC-DC que transforma a voltajes menores.
- **Regulador shunt:** Regulador lineal que funciona proveyendo al voltaje de entrada una trayectoria a tierra por medio de una resistencia variable.
- **Rigidez:** Capacidad de un elemento para soportar esfuerzos sin adquirir grandes deformaciones.
- **Señal de reloj:** Señal binaria que sirve para coordinar las acciones de un circuito, sobre todo la sincronización del funcionamiento del mismo. Puede repetirse con una frecuencia predefinida o puede ser aperiódica.
- **Señal estocástica:** La señal estocástica es aquella en la que no se puede saber un valor futuro pero si se sabe que sigue un patrón probabilístico. La descripción de una señal estocástica depende del promedio y desviación estándar.
- **SMD:** Siglas de Surface-mount technology. Es el método de producción de dispositivos colocados directamente sobre la superficie de un circuito impreso.
- **Torque de arranque:** Es el torque producido por un sistema cuando su velocidad angular de salida es igual a cero.
- **Torque:** Es la tendencia de un objeto a rotar respecto a un eje. Matemáticamente es el producto cruz entre la fuerza aplicada y el brazo.
- **TrocLEARtrosis:** Tipo de articulación constituida por una superficie en forma de tróclea encajada en una superficie cóncava. Esta articulación permite el movimiento sobre un único eje.
- **UART:** Por sus siglas en inglés Universal Asynchronous Receiver – Transmitter (Transmisor – Receptor Asíncrono Universal). Es un módulo que se utiliza para controlar los puertos y dispositivos seriales. Es un sistema asíncrono full – dúplex que puede

comunicarse con dispositivos periféricos, tales como computadoras personales, RS-232 e interfaces RS-485.

- **Unidades anatómicas:** Son unidades de torque establecidas con el vector de peso durante el ciclo de marcha y la longitud de la pierna (BW x LL, Body Weight X Leg Length)
- **Voladizo:** Pequeño saliente que sirve de soporte para algún otro elemento.