

# **PROTOTIPO FUNCIONAL DE LABORATORIO PARA EL ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA**

CLAUDIA PATRICIA CASTILLEJO ALTAMAR  
LINA MARIA GONZALEZ OVIEDO  
OSCAR ENRIQUE PEREZ ALVAREZ

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:  
ING. JUAN CARLOS LIZARAZO

UNIVERSIDAD EL BOSQUE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
JUNIO, 2020

UNIVERSIDAD EL BOSQUE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ÁREA DE ÉNFASIS: EQUIPOS MEDICOS

**PROTOTIPO FUNCIONAL DE LABORATORIO PARA EL ESTUDIO DE LA  
MARCHA HUMANA**

CLAUDIA PATRICIA CASTILLEJO ALTAMAR  
LINA MARIA GONZALEZ OVIEDO  
OSCAR ENRIQUE PEREZ ALVAREZ

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:  
ING. JUAN CARLOS LIZARAZO

## **NOTA DE SALVEDAD**

Según el artículo 37 del 14 de diciembre de 1989 del acuerdo 017, "La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia".

## **AGRADECIMIENTOS**

*"Son muchas las personas que han contribuido en el proceso de elaboración del siguiente documento. En primer lugar, agradecemos a nuestras familias por apoyarnos antes, durante y esperamos que después de nuestro desarrollo universitario y a nuestros amigos, quienes nos brindaron excelentes momentos en el transcurso de la carrera."*



## **RESUMEN**

En el presente documento se evidencia el desarrollo de un dispositivo de laboratorio para apoyar la materia de Biomecánica en la temática de marcha humana. Para el desarrollo del prototipo que se presenta en este documento se analizaron diferentes dispositivos existentes en el mercado. Con esta información recolectada, se realizó un diseño electrónico, teniendo en cuenta los requerimientos de un laboratorio de marcha humana inercial y se aplicaron a un dispositivo de uso académico. Después de realizar la elección de materiales y componentes se implementó el prototipo. Una vez implementado se realizaron las pruebas de componentes, subsistemas e integración.

Teniendo en cuenta lo desarrollado anteriormente, se pudo evidenciar y documentar el funcionamiento de la captura, transmisión y visualización de los datos requeridos mediante pruebas manuales del principio operativo del dispositivo. De esta manera se pudo comprobar que el sistema implementado cumple con los requerimientos funcionales fundamentales, la captura de la posición angular del módulo de la cadera, rodilla izquierda, rodilla derecha, tobillo izquierdo y tobillo derecho con sensores inerciales, la transmisión eficaz de la información capturada en cada módulo articular por medio de una transmisión inalámbrica multiplexada por TDM y la visualización de los datos por medio de una interfaz gráfica en Matlab (App Designer) para el desarrollo de la práctica. El dispositivo dispone de característica de flexibilidad para la implementación en futuros proyectos asociados, además de ser un dispositivo de bajo costo y fácilmente transportable lo que lo hace un prototipo ideal para que los estudiantes lo transporten a distintos salones para realizar prácticas con él.

Palabras Clave: Marcha humana, Inercia, Laboratorio Académico, TDM, Matlab.

## **ABSTRACT**

This document evidences the development of a laboratory device to support the subject of Biomechanics in the subject of human gait. For the development of the prototype presented in this document, different devices on the market were analyzed. With this information collected, an electronic design was made, taking into account the requirements of an inertial human walking laboratory and applied to a device for academic use. After making the choice of materials and components, the prototype was implemented. Once implemented, component, subsystem and integration tests were carried out.

Taking into account what was previously developed, it was possible to demonstrate and document the operation of the capture, transmission and visualization of the required data through manual tests of the operating principle of the device. In this way it was possible to verify that the implemented system meets the fundamental functional requirements, capturing the angular position of the hip, left knee, right knee, left ankle and right ankle module with inertial sensors, the effective transmission of information captured in each articular module by means of a wireless transmission multiplexed by TDM and the visualization of the data by means of a graphical interface in Matlab (App Designer) for the development of the practice. The device has a flexibility feature for implementation in future associated projects, as well as being a low-cost and easily portable device, which makes it an ideal prototype for students to transport to different classrooms to practice with.

Key Words: Human March, Inertia, Academic Laboratory, TDM, Matlab.

## TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....	2
2.1 Contexto .....	2
2.2 Manifestación .....	3
2.3 Causas.....	3
2.4 Efectos.....	3
2.5 Aspectos a solucionar .....	3
2.6 Justificación del proyecto.....	4
2.7 Propuesta de solución .....	4
3. OBJETIVOS.....	4
3.1 General .....	4
3.2 Específicos .....	4
4. REQUERIMIENTOS .....	5
4.1 Funcionales .....	5
4.2 De calidad .....	5
4.3 Restrictivos.....	6
5. PLAN DE PRUEBAS .....	7
5.1 Prueba 1 .....	7
6. METODOLOGÍA .....	9
6.1 Proyecto I .....	9
6.2 Proyecto II .....	12
7. RECURSOS NECESARIOS.....	14
7.1 Recursos de tiempo.....	14
7.2 Recursos humanos .....	14
7.3 Recursos técnicos .....	14
7.4 Recursos materiales .....	15

7.5	Recursos de financiación.....	15
8.	ESTADO DEL ARTE .....	15
8.1	Bases teóricas.....	15
8.2	Tecnología.....	18
8.3	Glosario de términos .....	33
9.	DISEÑO FUNCIONAL.....	34
9.1	Caja con entradas y salidas.....	34
9.2	Alternativas de solución .....	36
9.3	Nombre de señales entre cajas.....	37
9.4	Funciones de cada caja .....	39
9.5	Selección de alternativa .....	41
10.	DISEÑO DETALLADO .....	42
10.1	Subsistema de Captura.....	42
10.2	Subsistema de Recepción .....	66
10.3	Subsistema de Interfaz Grafica.....	75
10.4	Subsistema de Alimentación.....	86
10.5	Esquemáticos del sistema .....	92
10.6	Simulación del sistema .....	96
11.	PLAN DE PRUEBAS DEL SISTEMA .....	96
11.1	Plan de pruebas de componentes .....	96
11.2	Plan de pruebas de subsistemas.....	101
11.3	Plan de pruebas de integración .....	101
11.4	Plan de pruebas del sistema.....	103
12.	DISEÑO INDUSTRIAL .....	106
12.1	Análisis del contexto.....	106
12.2	Casos de uso .....	107
12.3	Requerimientos industriales .....	109
12.4	Materiales, procesos y normativas .....	111

12.5	Planificación de producción .....	113
12.6	Diseño detallado .....	121
13.	IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DE SUBSISTEMAS .....	126
13.1	Subsistema de captura .....	126
13.2	Subsistema de recepción .....	154
13.3	Subsistema de interfaz grafica.....	163
13.4	Subsistema de alimentación .....	174
14.	INTEGRACIÓN Y PRUEBAS DEL SISTEMA .....	174
14.1	Integración del sistema .....	174
14.2	Pruebas de integración .....	175
15.	PRUEBAS DEL SISTEMA .....	187
15.1	Pruebas de componentes.....	187
15.2	Pruebas del sistema .....	193
16.	AJUSTES .....	204
17.	PRUEBAS DEL SISTEMA .....	204
18.	MANUALES .....	204
19.	RESULTADOS.....	204
20.	DISCUSIÓN .....	210
21.	CONCLUSIONES.....	211
22.	REFERENCIAS DOCUMENTALES.....	213
23.	ANEXOS .....	215
23.1	Guía de Laboratorio.....	215
23.2	Algoritmo módulos articulares .....	224
23.3	Algoritmo modulo maestro.....	228
23.4	Algoritmo receptor .....	229
23.5	Algoritmo receptor de prueba.....	231
23.6	Algoritmo transmisor de prueba .....	232
23.7	Esquemático de circuito de prueba RT .....	233

23.8	Algoritmo interfaz grafica.....	234
23.9	Algoritmo de prueba Arduino nano .....	239
23.10	Algoritmo de prueba MPU6050.....	240
23.11	Algoritmo de prueba interfaz grafica.....	243
23.12	Manual de usuario .....	245
23.13	Algoritmo receptor de prueba de captura .....	260
23.14	Algoritmo de prueba MatLab.....	261

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.Ciclo de marcha de miembro inferior. [2].....	16
Figura 2. Estudio De marcha. [3] .....	17
Figura 3. Laboratorio inercial de Marcha humana portátil ISEN-Biomec [5] .....	19
Figura 4. Análisis tridimensional de miembro inferior ISEN-Biomec [5] .....	19
Figura 5. Diseño del sensor [5].....	20
Figura 6. Usos de acuerdo con los sensores usados [5]. .....	21
Figura 7. Usos de acuerdo con los sensores usados [5] .....	21
Figura 8. Características del sistema [5] .....	22
Figura 9. Laboratorio de marcha BiomechSolutions. [6] .....	24
Figura 10. Características de análisis del software [6].....	24
Figura 11. Características de Hardware del sistema tipo Awinda [6].....	25
Figura 12. Características de Hardware del sistema tipo Link [6]. .....	26
Figura 13. Análisis de marcha con sensores inerciales MVN-Xsens. [7].....	27
Figura 14.Laboratorio de marcha inercial [8]. .....	28
Figura 15. Laboratorio de marcha utilizado en el exterior. [8].....	29
Figura 16. Sistema G-Walk [9].....	31
Figura 17. Software de análisis de datos G-Walk [9].....	32
Figura 18. Relación de entradas y salidas del sistema. ....	34
Figura 19. Primera alternativa de diseño. ....	36
Figura 20. Diagrama de bloques del subsistema de Captura.....	37
Figura 21. Diagrama de bloques del subsistema de Captura.....	43
Figura 22. Sistema capacitivo MEMS. ....	49
Figura 23. Diagrama de flujo de los módulos de la cadera, rodilla izquierda, rodilla derecha, tobillo, izquierdo y tobillo derecho. ....	52
Figura 24. Diagrama de flujo del dispositivo maestro.....	55
Figura 25. Esquemático del módulo de la cadera.....	59
Figura 26. Esquemático de los módulos de las rodillas.....	60
Figura 27. Esquemático de los módulos de los tobillos. ....	61
Figura 28. Esquema de subsistema de captura .....	62
Figura 29. Diagrama de bloques del subsistema de Recepción. ....	67
Figura 30. Diagrama de flujo del dispositivo comunicador, entre el receptor inalámbrico y la computadora.....	70
Figura 31. Esquemático del módulo de Recepción .....	73
Figura 32. Diagrama de bloques del subsistema de Interfaz Gráfica.....	76

Figura 33. Diagrama de flujo del algoritmo de recepción y escalado de la Interfaz Gráfica. ....	78
Figura 34. Interfaz gráfico articulación del tobillo derecho.....	80
Figura 35. Interfaz gráfica articulación del tobillo izquierdo .....	81
Figura 36. Interfaz gráfica articulación de la cadera .....	81
Figura 37. Interfaz gráfica articulación de la rodilla derecha .....	82
Figura 38. Interfaz gráfica articulación de la rodilla izquierda. ....	82
Figura 39. Diagrama de bloques del subsistema de Alimentación.....	87
Figura 40. Esquemático del dispositivo de alimentación. ....	91
Figura 41. Esquemático del módulo de la cadera.....	93
Figura 42. Esquemático del módulo de la rodilla izquierda.....	93
Figura 43. Esquemático del módulo de la rodilla derecha. ....	94
Figura 44. Esquemático del módulo del tobillo izquierdo. ....	94
Figura 45. Esquemático del módulo del tobillo derecho.....	95
Figura 46. Esquema del subsistema de recepción.....	95
Figura 47. Esquema del sistema .....	96
Figura 48. Ubicación de los módulos. ....	114
Figura 49. Modelo diseño 1 .....	115
Figura 50. Modelo diseño 2 .....	117
Figura 51. Modelo diseño 3. ....	118
Figura 52. Modelo diseño 4. ....	119
Figura 53. Planos del prototipo .....	123
Figura 54. Laterales del prototipo. ....	124
Figura 55. Frente y posterior del prototipo.....	124
Figura 56. Modelado prototipo.....	125
Figura 57. PCB del módulo de la cadera. ....	127
Figura 58. PCB de los módulos de las rodillas.....	127
Figura 59. PCB de los módulos de los tobillos .....	128
Figura 60. Módulo de captura de la cadera. ....	128
Figura 61. Módulo de captura rodilla derecha .....	129
Figura 62. Módulo de captura de rodilla izquierda. ....	129
Figura 63. Módulo de captura del tobillo derecha .....	130
Figura 64. Módulo de captura del tobillo izquierdo.....	130
Figura 65. Algoritmo maestro de asignación de turnos.....	131
Figura 66. Implementación del subsistema de captura.....	132
Figura 67. Calibración de los módulos .....	133



Figura 68. Caracterización MPU6050 .....	134
Figura 69. Modulo cadera 90 grados en X – físico.....	135
Figura 70. Modulo cadera 90 grados en X - puerto serial .....	135
Figura 71. Modulo cadera 90 grados en Y – físico.....	136
Figura 72. Modulo cadera 90 grados en Y - puerto serial .....	136
Figura 73. Modulo cadera 90 grados en Z – físico.....	137
Figura 74. Modulo cadera 90 grados en Z - puerto serial .....	137
Figura 75. Modulo Rodilla Izq 90 grados en X – físico .....	138
Figura 76. Modulo Rodilla Izq 90 grados en X - puerto serial .....	138
Figura 77. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Y – físico .....	139
Figura 78. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Y - puerto serial .....	139
Figura 79. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Y – físico .....	140
Figura 80. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Z - puerto serial .....	140
Figura 81. Modulo Rodilla Der 90 grados en X – físico .....	141
Figura 82. Modulo Rodilla Der 90 grados en X - puerto serial .....	141
Figura 83. Modulo Rodilla Der 90 grados en Y – físico.....	142
Figura 84. Modulo Rodilla Der 90 grados en Y - puerto serial .....	142
Figura 85. Modulo Rodilla Der 90 grados en Z – físico.....	143
Figura 86. Modulo Rodilla Der 90 grados en Z - puerto serial .....	143
Figura 87. Modulo Tobillo Izq 90 grados en X – físico .....	144
Figura 88. Modulo Tobillo Izq 90 grados en X - puerto serial .....	144
Figura 89. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Y – físico .....	145
Figura 90. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Y - puerto serial .....	145
Figura 91. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Z – físico .....	146
Figura 92. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Z - puerto serial .....	146
Figura 93. Modulo Tobillo Der 90 grados en X – físico.....	147
Figura 94. Modulo Tobillo Der 90 grados en X - puerto serial .....	147
Figura 95. Modulo Tobillo Der 90 grados en Y – físico.....	148
Figura 96. Modulo Tobillo Der 90 grados en Y - puerto serial .....	148
Figura 97. Modulo Tobillo Der 90 grados en Z – físico.....	149
Figura 98. Modulo Tobillo Der 90 grados en Z - puerto serial .....	149
Figura 99. Rango de movimiento y muestras del módulo de la cadera .....	150
Figura 100. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Rodilla Izq .....	151
Figura 101. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Rodilla Der.....	151
Figura 102. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Tobillo Izq .....	152

Figura 103. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Tobillo Der.....	152
Figura 104. PCB del módulo de Recepción.....	155
Figura 105. Módulo de recepción.....	155
Figura 106. Distancia entre el módulo receptor y apertura de la zona de operación.....	157
Figura 107. Medición entre la apertura de la zona de operación y zona de prueba. ....	158
Figura 108. Sujeto obstáculo de transmisión.....	159
Figura 109. Representación gráfica de la prueba de recepción con obstáculo.....	159
Figura 110. Monitor serial de la prueba del módulo receptor con obstáculo. ....	160
Figura 111. Distancia entre el módulo receptor y los módulos articulares en línea directa. ..	161
Figura 112. Monitor serial de la prueba del módulo receptor en línea directa. ....	162
Figura 113. Interfaz grafica .....	163
Figura 114. Iniciar ciclo en la interfaz grafica .....	165
Figura 115. Prueba interfaz gráfica Rodilla izq.....	166
Figura 116. Prueba interfaz gráfica Rodilla Der.....	166
Figura 117. Prueba interfaz gráfica Tobillo Izq .....	167
Figura 118. Prueba interfaz gráfica Tobillo Der.....	167
Figura 119. Prueba interfaz cadera .....	168
Figura 120. Graficas iguales .....	169
Figura 121. Resultados de diferencial para dos graficas iguales .....	169
Figura 122. Dos graficas iguales y desfasadas.....	170
Figura 123. Resultados de diferencial para dos graficas iguales y desfasadas .....	170
Figura 124. Dos graficas diferentes y desfasadas .....	171
Figura 125. Resultados de diferencial para dos graficas diferentes y desfasadas .....	171
Figura 126. Resultados de diferencial para dos graficas diferentes y desfasadas. ....	172
Figura 127. Prototipo funcional de laboratorio para el estudio de la marcha humana.....	175
Figura 128. Modulo cadera 90 grados en X - puerto serial.....	176
Figura 129. Modulo cadera 90 grados en Y - puerto serial.....	176
Figura 130. Modulo cadera 90 grados en Y - puerto serial.....	177
Figura 131. Modulo Rodilla Izq 90 grados en X - puerto serial .....	177
Figura 132. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Y - puerto serial .....	177
Figura 133. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Z - puerto serial .....	178
Figura 134. Modulo Rodilla Der 90 grados en X - puerto serial.....	178
Figura 135. Modulo Rodilla Der 90 grados en Y - puerto serial.....	178
Figura 136. Modulo Rodilla Der 90 grados en Z - puerto serial.....	179
Figura 137. Modulo Tobillo Izq 90 grados en X - puerto serial .....	179

Figura 138. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Y - puerto serial .....	179
Figura 139. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Z - puerto serial .....	180
Figura 140. Modulo Tobillo Der 90 grados en X - puerto serial.....	180
Figura 141. Modulo Tobillo Der 90 grados en Y - puerto serial.....	180
Figura 142. Modulo Tobillo Der 90 grados en Z - puerto serial.....	181
Figura 143. Botón "Iniciar ciclo" oprimido en la interfaz gráfica. ....	182
Figura 144. Botones para la visualización de las gráficas correspondientes a las articulaciones.....	183
Figura 145. Graficas de la articulación de la cadera en tres planos.....	184
Figura 146. Grafica de la articulación tobillo derecho en tres planos.....	184
Figura 147. Grafica de la articulación tobillo izquierdo en tres planos .....	185
Figura 148. Grafica de la articulación rodilla derecha en tres planos.....	185
Figura 149. Grafica de la articulación rodilla izquierda en tres planos .....	186
Figura 150. MPU6050 de la Cadera posicionado 180 grados en los tres planos .....	188
Figura 151. MPU6050 de la Rodilla Izq posicionado 180 grados en los tres planos.....	188
Figura 152. MPU6050 de la Rodilla Der posicionado 180 grados en los tres planos.....	189
Figura 153. MPU6050 del Tobillo Der posicionado 180 grados en los tres planos.....	189
Figura 154. MPU6050 del Tobillo Izq posicionado 180 grados en los tres planos .....	190
Figura 155. Prueba de datos recibidos del NRF24L01.....	193
Figura 156. Cargar algoritmo modulo articular .....	194
Figura 157. Distancia entre los módulos articulares y el módulo receptor. ....	195
Figura 158. Ajustar periodo de muestreo.....	196
Figura 159. Botón "Iniciar ciclo" oprimido en la interfaz gráfica. ....	196
Figura 160. Prueba rango de movimiento del módulo de la Cadera.....	197
Figura 161. Prueba rango de movimiento del módulo del Tobillo Izquierdo.....	197
Figura 162. Prueba rango de movimiento del módulo de la Rodilla Izquierda.....	197
Figura 163. Prueba rango de movimiento del módulo del Tobillo Derecho. ....	198
Figura 164. Prueba rango de movimiento del módulo de la Rodilla Derecha. ....	198
Figura 165. Numero de muestras en un periodo de análisis de 20 segundos.....	199
Figura 166. Medición periodo de análisis por sistema e instrumento de referencia.....	199
Figura 167. Grafica de movimiento de $-180^{\circ}$ a $180^{\circ}$ del módulo del Tobillo Derecho. ....	200
Figura 168. Grafica de movimiento de $-180^{\circ}$ a $180^{\circ}$ del módulo del Tobillo Izquierdo.....	200
Figura 169. Grafica de movimiento de $-180^{\circ}$ a $180^{\circ}$ del módulo de la Rodilla Izquierda.....	201
Figura 170. Grafica de movimiento de $-180^{\circ}$ a $180^{\circ}$ del módulo de la Rodilla Derecha. ....	201
Figura 171. Grafica de movimiento de $-180^{\circ}$ a $180^{\circ}$ del módulo de la Cadera.....	202

Figura 172. Graficas de las medidas antropométricas e interfaz gráfica. ....	202
Figura 173. Esquema circuito de prueba RT.....	234
Figura 174. Configuración de la placa Arduino Nano en el IDE Arduino .....	246
Figura 175. Configuración del puerto COM Arduino Nano .....	247
Figura 176. Configuración del procesador del Arduino Nano .....	247
Figura 177. Algoritmo modulo articular "Tobillo Derecho" .....	248
Figura 178. Algoritmo modulo articular "Tobillo izquierdo" .....	248
Figura 179. Algoritmo modulo articular "Rodilla Derecha" .....	248
Figura 180. Algoritmo modulo articular "Rodilla Izquierda" .....	249
Figura 181. Algoritmo modulo articular "Cadera" .....	249
Figura 182. Algoritmo arduino "Maestro" .....	249
Figura 183. Algoritmo modulo "Receptor" .....	250
Figura 184. Botón "compilar" programa IDE Arduino .....	250
Figura 185. Botón "subir" programa IDE Arduino .....	250
Figura 186. Buscar Administrador de dispositivos .....	251
Figura 187. Identificar los puertos COM habilitados antes de conectar el módulo receptor ..	251
Figura 188. Puertos COM después de concertar modulo receptor.....	252
Figura 189. Algoritmo Main de la interfaz grafica.....	252
Figura 190. Dirección de ubicación del algoritmo Main.....	252
Figura 191. Cambiar puerto COM registrado el dispositivo.....	253
Figura 192. Interfaz gráfica de operación .....	253
Figura 193. Ubicación módulos articulares .....	254
Figura 194. Ubicación botón de encendido .....	255
Figura 195. Ubicación pulsador.....	256
Figura 196. Botón "Iniciar ciclo" de la interfaz grafica .....	257
Figura 197. Botón "Analizar con referencia" de la interfaz gráfica. ....	258
Figura 198. Botón "Reset" de la interfaz grafica .....	258
Figura 199. Ubicación puerto de recarga .....	259
Figura 200. Dispositivo sin tapa .....	260

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Valores comprobados por observación.....	8
Tabla 2. Datos comprobados por observación.....	8
Tabla 3. Dimensiones físicas del sistema [5].....	20
Tabla 4. Características de alimentación [5].....	22
Tabla 5. Características de la batería [5] .....	23
Tabla 6. Características del sensor [7].....	27
Tabla 7. Dimensiones del dispositivo [7].....	28
Tabla 8. Características del sistema. [9] .....	33
Tabla 9. Descripción de relación de entradas y salida del sistema. ....	35
Tabla 10. Rango de medidas antropométricas en un ciclo de marcha de una persona entre 16 y 40 años.....	36
Tabla 11. Entradas y salida de los subsistemas de la primera alternativa. ....	38
Tabla 12. Entradas y salidas de los subsistemas de la segunda alternativa. ....	39
Tabla 13. Funciones de los subsistemas de la primera alternativa.....	40
Tabla 14. Funciones de los subsistemas de la segunda alternativa.....	40
Tabla 15. Entradas y salidas del subsistema de Captura. ....	44
Tabla 16. Alternativas de componentes – Dispositivo de captura de magnitudes físicas .....	50
Tabla 17. Alternativa de componentes – Unidad central de procesamiento. ....	53
Tabla 18. Alternativa de componentes – Dispositivo de comunicación inalámbrica.....	58
Tabla 19. Datos cuantitativos comprobados del subsistema de Captura.....	65
Tabla 20. Entradas y salidas del subsistema de Recepción. ....	67
Tabla 21. Alternativa de componentes – Unidad central de procesamiento del módulo de recepción. ....	71
Tabla 22. Alternativa de componentes – Dispositivo de comunicación inalámbrica del módulo de recepción. ....	72
Tabla 23. Datos comprobados cuantitativos del subsistema de recepción .....	75
Tabla 24. Entradas y salidas del subsistema de Interfaz Gráfica. ....	76
Tabla 25. Alternativa de componentes – Sistema de procesamiento.....	79
Tabla 26. Datos comprobados cuantitativos del subsistema de Interfaz Grafica .....	85
Tabla 27. Entradas y salidas del subsistema de Alimentación .....	88
Tabla 28. Alternativa de componentes de Alimentación. ....	90
Tabla 29. Datos comprobados cuantitativos del subsistema de Alimentación. ....	92
Tabla 30. Datos comprobados MPU 6050 .....	98
Tabla 31. Datos comprobados Arduino NANO .....	99

Tabla 32. Datos comprobados cuantitativos del NRF24L01 .....	100
Tabla 33. Datos cuantitativos comprobados de los subsistemas de Captura y recepción .....	102
Tabla 34. Datos cuantitativos comprobados de los subsistemas de Captura, recepción e Interfaz grafica .....	103
Tabla 35. Datos cuantitativos comprobados del sistema.....	106
Tabla 36. Ponderado de la alternativa 1 .....	120
Tabla 37. Ponderado de la alternativa 2. ....	120
Tabla 38. Ponderado de la alternativa 3. ....	121
Tabla 39. Ponderado de la alternativa 4 .....	121
Tabla 40. Propiedades TPU. ....	122
Tabla 41. Opciones de bisagra.....	122
Tabla 42. Resultados del plan de pruebas del subsistema de Captura. ....	153
Tabla 43. Resultados plan de pruebas subsistema de recepción .....	162
Tabla 44. Resultados del plan de pruebas Subsistema de Interfaz Grafica .....	173
Tabla 45. Datos cuantitativos comprobados de los subsistemas de Captura y recepción .....	181
Tabla 46. Resultados del plan de pruebas Subsistema de Interfaz Grafica .....	187
Tabla 47. Resultados del plan de pruebas del MPU 6050.....	191
Tabla 48. Datos comprobados Arduino NANO .....	192
Tabla 49. Datos comprobados cuantitativos del NRF24L01 .....	193
Tabla 50. Resultados del plan de pruebas del sistema. ....	203
Tabla 51. Ficha técnica del módulo de la cadera. ....	207
Tabla 52. Ficha técnica del módulo de la rodilla derecha.....	208
Tabla 53. Ficha técnica del módulo de la rodilla izquierda. ....	208
Tabla 54. Ficha técnica del módulo del tobillo derecho.....	208
Tabla 55. Ficha técnica del módulo del tobillo izquierdo. ....	209
Tabla 56. Requerimientos mínimos del subsistema de interfaz gráfica.....	209
Tabla 57. Ficha técnica del módulo de recepción.....	209
Tabla 58. Ubicación módulos articulares.....	254

## **1. INTRODUCCIÓN**

Los laboratorios de marcha humana representan un destacable campo de acción en medicina, están constituidos por un gran desarrollo de ingeniería como el análisis físico inercial y el procesamiento digital.

En el área de equipos médicos de la facultad de Ingeniería Electrónica, en la materia de biomecánica; la marcha humana es la última temática vista en el curso y contempla todos los temas vistos a lo largo del semestre. Por lo que contar con un equipo especializado que permita estudiar el tema a cabalidad sea de suma importancia.

En el mercado se pueden encontrar diversos laboratorios de marcha, orientados para propósitos diagnósticos, rehabilitación o para entrenamiento de deportistas de alto rendimiento; todos estos tienen un factor en común y es el alto costo de adquisición, ya que, como es de esperar estos dispositivos son muy especializados. Aunque hay gran variedad de dispositivos, no se encontró un dispositivo que sea destinado para el aprendizaje, únicamente existen en el ámbito profesional, extrapolar este tipo de instrumentos en un ámbito académico supone un sobre costo y funcionalidades innecesarias, además de las restricciones dadas por el fabricante para la manipulación del software y el hardware.

Dado el problema observado, y con el fin de proporcionar un apoyo al área de equipos médicos de la facultad de Ingeniería Electrónica, se planteó el diseño, además, se implementó y probó un prototipo que consta de cinco módulos articulares y que, de manera inercial y gracias a una interfaz de usuario amigable, permite observar en una gráfica de grados vs tiempo del movimiento generado al mover los módulos. Este dispositivo además de ser de bajo costo es fácilmente transportable lo que lo hace un prototipo ideal para que los estudiantes lo transporten a distintos salones para realizar prácticas con él.

## **2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

### *2.1 Contexto*

En la ciudad de Bogotá se encuentra la Universidad El Bosque, institución acreditada de alta calidad, que cuenta con 11.952 estudiantes de pregrado distribuidos en 31 programas. La Facultad de Ingeniería y Administración está constituida por 10 programas de pregrado, entre los cuales, se encuentra el programa de Ingeniería Electrónica. De acuerdo con la descripción de la universidad, el programa se profundiza en las áreas de telecomunicaciones, control y automatismos industriales y equipos electrónicos médicos.

De acuerdo con la coordinación académica del programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad El Bosque, el programa tiene una inmersión práctica por medio del uso de equipos electrónicos en casi la totalidad de los cursos.

En el área de equipos electrónicos médicos de Ingeniería Electrónica, se encuentra la materia de Biomecánica, la primera en la línea. Teniendo en cuenta que los instrumentos y los laboratorios que presenta la Universidad son suficientes para llevar a cabo la asignatura con normalidad; se encuentra la problemática de no reforzar la totalidad de las temáticas vistas, como las que engloba la marcha humana.

Uno de los puntos más destacables de los laboratorios de marcha humana comerciales es que no están orientados para un entorno académico. La universidad El Bosque después de la apertura del Hospital Los Cobos Medical Center, tiene planteado a largo plazo un plan de mejora para los laboratorios e instrumentos para los estudiantes de la universidad. A pesar de que el hospital puede disponer de dichos instrumentos, un laboratorio de tal envergadura no puede suplir las necesidades para un curso de ingeniería dado a las limitaciones dadas por el fabricante y el fuerte enfoque al uso médico.



## *2.2 Manifestación*

La materia Biomecánica del programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad El Bosque contiene laboratorios que permiten abarcar la mayoría de los temas vistos en la materia, no obstante, necesitan complementar los tópicos asociados a la marcha humana.

## *2.3 Causas*

- a) La Universidad el Bosque no cuenta con espacio destinado para el desarrollo de prácticas de laboratorio en la asignatura de biomecánica.
- b) La asignatura de Biomecánica no cuenta con instrumentos especializados para el desarrollo de prácticas de laboratorio en las temáticas de marcha humana.

## *2.4 Efectos*

- a) Los estudiantes de Ingeniería Electrónica no integran la teoría y la práctica dentro de la asignatura Biomecánica.
- b) Alrededor de 30 estudiantes de Ingeniería Electrónica por semestre no pueden llevar a cabo laboratorios en marcha humana en la asignatura de Biomecánica por falta de equipos (Hardware + Software).

## *2.5 Aspectos a solucionar*

La asignatura de Biomecánica no cuenta con instrumentos especializados para el desarrollo de prácticas de laboratorio en las temáticas de marcha humana.

## *2.6 Justificación del proyecto*

El Programa de Ingeniería Electrónica propone que todas sus asignaturas integren la teoría y la práctica. Sin embargo, la materia de biomecánica con los instrumentos que posee la universidad solamente logra abarcar superficialmente los tópicos asociados a las articulaciones, dejando las temáticas asociadas a marcha humana a mediciones netamente teóricas. Teniendo en cuenta lo anterior, la materia evidencia la necesidad de un instrumento que permita relacionar la teoría de la marcha humana con la práctica en un entorno académico.

## *2.7 Propuesta de solución*

Prototipo funcional de laboratorio para el estudio de la marcha humana.

# **3. OBJETIVOS**

## *3.1 General*

Diseñar, implementar y probar un prototipo funcional de laboratorio de marcha humana para la asignatura de Biomecánica.

## *3.2 Específicos*

- a) Diseñar un prototipo funcional de laboratorio de marcha humana.
- b) Diseñar la guía de laboratorio para aplicar los conocimientos teóricos de marcha humana.
- c) Elaborar el plan de pruebas.

- d) Implementar un prototipo funcional de laboratorio de marcha humana.
- e) Probar el funcionamiento del prototipo.
- f) Elaborar el manual de operación y mantenimiento del usuario.

## **4. REQUERIMIENTOS**

### *4.1 Funcionales*

- 1.** El sistema debe medir posición (grados) en un rango de entre  $-180^{\circ}$  a  $180^{\circ}$ .
- 2.** El sistema debe capturar posición (grados) en los ejes transversal, frontal y sagital relativos a las rodillas, tobillos y cadera.
- 3.** El sistema debe medir el tiempo (segundos) transcurrido durante la prueba.
- 4.** El sistema debe mostrar gráficas de grados vs tiempo (grados en el eje "Y" y tiempo en el eje "X") de las rodillas, tobillos y cadera.
- 5.** El sistema debe operar inalámbricamente en un radio de cobertura mínimo de 5m.
- 6.** El sistema debe tener una frecuencia de muestreo alrededor de 300 Hz en cada dispositivo de captura de datos.
- 7.** El sistema debe comparar la posición máxima, mínima y media capturada de un voluntario con respecto a una referencia.
- 8.** El sistema debe disponer de una autonomía operativa equivalente a una sesión de práctica de laboratorio de 2h.

### *4.2 De calidad*

- 9.** El sistema debe medir posición (grados) con una tolerancia de error máxima del 5% ( $180 * 5\% = \pm 9^{\circ}$ ).

- 10.** El sistema debe operar inalámbricamente con una tolerancia de error máxima del 50% ( $5m * 50\% = +/- 2.5m$ )
- 11.** El sistema debe medir tiempo (segundos) con una tolerancia de error máxima del 5% ( $2 * 5\% = +/- 0,1s$ ).
- 12.** El sistema debe tener una autonomía de mínimo equivalente al 90% del tiempo de clase estándar ( $2h * 10\% = 20min$ ).

#### *4.3 Restrictivos*

- 13.** El sistema debe ser operado por software.
- 14.** El sistema debe ser alimentado con baterías.
- 15.** El periodo de análisis del sistema debe operar por mínimo 2 segundos.
- 16.** El voluntario debe ser capaz de caminar por sí mismo.
- 17.** El sistema debe procesar únicamente la cantidad de datos equivalentes a cinco módulos articulares.
- 18.** Todos los módulos deben operar en la misma sesión de análisis.
- 19.** El sistema debe poder ser recargado.

## **5. PLAN DE PRUEBAS**

### *5.1 Prueba 1*

#### *5.1.1 Objetivo de la prueba*

Determinar que el prototipo funcional de laboratorio de marcha humana permita entregar a su salida, las gráficas de las medidas antropométricas del voluntario durante el ciclo de marcha de acuerdo con los requerimientos.

#### *5.1.2 Requerimientos a comparar*

- El sistema debe permitir analizar los dos tobillos, rodillas o la cadera de una persona durante la marcha humana.
- El sistema debe mostrar gráficas de Grados Vs tiempo de las articulaciones inferiores.
- El sistema debe mostrar graficas en los ejes sagital, frontal y trasversal (X, Y & Z).
- El sistema debe permitir comparar las gráficas del ciclo de marcha del voluntario con respecto a una referencia de un sujeto sano.
- El sistema debe realizar la transmisión de datos de manera inalámbrica.
- El sistema debe permitir capturar aceleración ( $m/s^2$ ) y velocidad angular (Grados/s) en cada articulación de los miembros inferiores.
- El sistema debe tener una frecuencia de muestreo alrededor de 300 Hz en cada dispositivo de captura de datos.

### 5.1.3 Metodología de trabajo

Se deberá poner en marcha el prototipo funcional de laboratorio para el estudio de la marcha humana, este debe disponer de una persona que cumpla el rol de voluntario, y otra persona de operario. La salida del sistema debe coincidir con unas graficas de movimiento (grados vs tiempo) del voluntario durante el ciclo de marcha.

### 5.1.4 Tabla de datos

*Tabla 1. Valores comprobados por observación*

Tarea a realizar	Medida			
	Valor teórico	Valor simulado	Valor medido	Error porcentual
El sistema debe tener una frecuencia de muestreo alrededor de 300 Hz en cada dispositivo de captura de datos.				

*Tabla 2. Datos comprobados por observación*

Tarea a realizar	Medida			
	Mala $\leq 2$	Regular 3	Buena 4	Excelente 5
El sistema debe poder capturar aceleración ( $m/s^2$ ) y velocidad angular (Grados/s) en cada articulación de los miembros inferiores.				
El sistema debe permitir analizar los dos tobillos, rodillas o la cadera de una persona durante la marcha humana.				
El sistema debe mostrar gráficas de Grados Vs tiempo de las articulaciones inferiores.				
El sistema debe mostrar graficas en los ejes sagital, frontal y trasversal.				
El sistema debe permitir comparar las gráficas del ciclo de marcha del voluntario con respecto a una referencia de un sujeto sano.				
El sistema debe realizar la transmisión de datos de manera inalámbrica.				

### 5.1.5 Observaciones

--

## 6. METODOLOGÍA

### 6.1 Proyecto I

#### 1. Diseñar un prototipo funcional de laboratorio de marcha humana

##### **Actividad 1:** Búsqueda

- Buscar información sobre laboratorios de marcha humana.
- Realizar consultas para encontrar una propuesta de solución sencilla y eficaz para diseñar el prototipo.
- Hacer la búsqueda de los diferentes tipos de sensores con sus respectivas fichas técnicas para realizar comparaciones y elegir la mejor opción.

##### **Actividad 2:** Entregable

- Informar por medio de documentos los métodos para medir las variables antropométricas de las articulaciones inferiores de un voluntario durante un ciclo de marcha.
- Simulación del sistema y los subsistemas del proyecto teniendo en cuenta los requerimientos técnicos.
- Diseños del sistema con los respectivos componentes escogidos.

##### **Actividad 3:** Revisión.

- Analizar los diferentes métodos para medir las variables antropométricas de las articulaciones inferiores de un voluntario durante un ciclo de marcha.
- 2.** Diseñar la guía de laboratorio para aplicar los conocimientos teóricos de marcha humana.

**Actividad 1:** Consulta.

- Realizar investigaciones sobre marcha humana.
- Buscar información sobre los diferentes tipos de guías de laboratorio existentes en marcha humana.
- Investigar sobre los diferentes casos donde se puedan aplicar la medición de las variables antropométricas de las articulaciones inferiores de un voluntario durante un ciclo de marcha.

**Actividad 2:** Entregable.

- Entregar la guía de laboratorio teniendo en cuenta los métodos donde se aplican las variables antropométricas de las articulaciones inferiores de un voluntario durante un ciclo de marcha.

**Actividad 3:** Revisión.

- Analizar la guía de laboratorio, verificando que sean claras y concisas para el entendimiento del usuario.

**3.** Elaborar el plan de pruebas

**Actividad 1:** Desarrollo listado de pruebas.



- Se debe tener el plan de pruebas totalmente terminado, especificando los valores deseados de cada una de las variables a verificar.

**Actividad 2:** Pruebas.

- Se debe realizar las pruebas de cada uno de los subsistemas y el sistema total para descartar o corregir posibles errores.

**Actividad 3:** Revisión.

- Poner a prueba el sistema terminado en las condiciones de trabajo normales y extremas.

**4.** Simular el diseño del sistema.

**Actividad 1:** Restricciones de desarrollo.

- Se deben tener los diseños del sistema con sus respectivos componentes.
- Tener en cuenta los requerimientos técnicos del sistema para comenzar a simular el sistema.

**Actividad 2:** Entregable.

- Se debe entregar la respectiva simulación del sistema total, teniendo en cuenta los requerimientos dados.
- Se debe entregar la simulación de cada uno de los componentes teniendo en cuenta las mediciones antropométricas.

**Actividad 3:** Revisión.

- Probar cada simulación, verificando que no haya problemas de mediciones en los componentes.
- Comparar los datos teóricos con los simulados.

## 6.2 Proyecto II

### 5. Implementar un prototipo funcional de laboratorio de marcha humana.

#### **Actividad 1:** Búsqueda e implementación de componentes.

- Se deben tener los diseños del sistema donde se evidencie la implementación de los mejores componentes existentes dentro del mercado, teniendo en cuenta los requerimientos del proyecto.
- Probar los diferentes tipos de componentes que serán implementados en el proyecto.
- Analizar el espacio en donde estará ubicado el prototipo.

#### **Actividad 2:** Pruebas subsistemas.

- Con los componentes debidamente seleccionados y probados se procederá a implementar cada uno de los subsistemas que conforman el sistema total.
- Probar los subsistemas del sistema.

#### **Actividad 3:** Implementación.

- Implementar el prototipo en el lugar escogido teniendo en cuenta los requerimientos de restricción.

### 6. Probar el funcionamiento del prototipo.

**Actividad 1:** Investigación.

- Buscar información sobre las variables antropométricas medidas.

**Actividad 2:** Prueba.

- Después de implementado el sistema, se procede a probar el sistema terminado, teniendo en cuenta los requerimientos técnicos.
- Hacer todo el plan de pruebas dispuesto para cada componente.

**Actividad 3:** Revisión.

- Se debe verificar que no haya errores en el prototipo.
- Se debe verificar el correcto funcionamiento del sistema donde se deben cumplir los requerimientos estipulados.

**7.** Elaborar manuales de operación y mantenimiento del usuario.

**Actividad 1:** Investigación.

- Desarrollar un manual de instrucciones entendible para encendido, apagado y reinicio del sistema.
- Desarrollar un manual de instrucciones entendible para mantenimiento del sistema.

**Actividad 2:** Entregable.

- Brindar manuales de operación del sistema.

**Actividad 3:** Revisión.

- Analizar el uso del sistema por medio del usuario con ayuda de los manuales sabiendo así si son entendibles.

## **7. RECURSOS NECESARIOS**

### *7.1 Recursos de tiempo*

Se cuenta con un tiempo estipulado de 18 meses para culminar las tres diferentes fases del proyecto. Los primeros seis de ellos para conceptualizar el problema a partir de lo principal y dejar clara la idea planteada. Los seis meses siguientes para dejar lista la parte de diseño, para finalizar con la etapa de implementación del proyecto planteado, estipulado también en un periodo de seis meses. Con esto se busca mantener un orden en el desarrollo del proyecto, definiendo el tiempo necesario para cada etapa.

### *7.2 Recursos humanos*

Para cumplir cada una de las etapas planteadas a lo largo del proyecto, es necesario contar con un supervisor o director capaz de impartir conocimiento a los estudiantes, guiándose por el camino correcto en el desarrollo de este. Además de ello, se debe contar con la ayuda de diferentes profesores y expertos en el área de marcha humana para la mejora constante del proyecto.

Director: Ingeniero Juan Carlos Lizarazo

### *7.3 Recursos técnicos*

Estos recursos serán brindados por los laboratorios de la Facultad de Ingeniería Electrónica, poniendo así también a disposición los espacios para realizar dichas

prácticas. En caso de falta de equipos, los estudiantes adquirirán de forma personal los recursos técnicos que se requieran.

#### *7.4 Recursos materiales*

Para el desarrollo e implementación del proyecto, es necesario contar con componentes electrónicos, equipos de medición y pruebas al igual que con la bibliografía necesaria para la ejecución de este.

#### *7.5 Recursos de financiación*

La financiación de los recursos necesarios para la implementación del proyecto estará a cargo de los estudiantes que plantean este proyecto.

### **8. ESTADO DEL ARTE**

#### *8.1 Bases teóricas*

##### *8.1.1 ¿Qué es la marcha humana?*

La marcha humana es el resultado de una sucesión de pasos, teniendo en cuenta que un paso es un conjunto de procesos que se producen entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral [1].

Es un proceso de movimiento en el que el cuerpo humano en posición erguida se mueve soportando su peso en ambas piernas. Antes de empezar con la marcha el ser humano necesita estar en una postura estable en bipedestación, es decir, debe estar apoyado en ambas piernas repartiendo su peso en estas. Todo esto permitiendo

observar la estabilidad mecánica del sistema musculo esquelético que se mantiene gracias a reflejos posturales [1].

Cuando se obtiene una postura adecuada se puede empezar con el desplazamiento este siempre se empieza con la pierna dominante; mientras esta sirve de soporte del cuerpo, mientras que la otra se balancea hacia adelante como preparación para el apoyo. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y entre el periodo de transferencia de peso de una pierna a otra hay un breve momento en el que ambos pies están sobre el suelo y luego se pasa al apoyo de la otra pierna, como se puede observar en la figura 1.

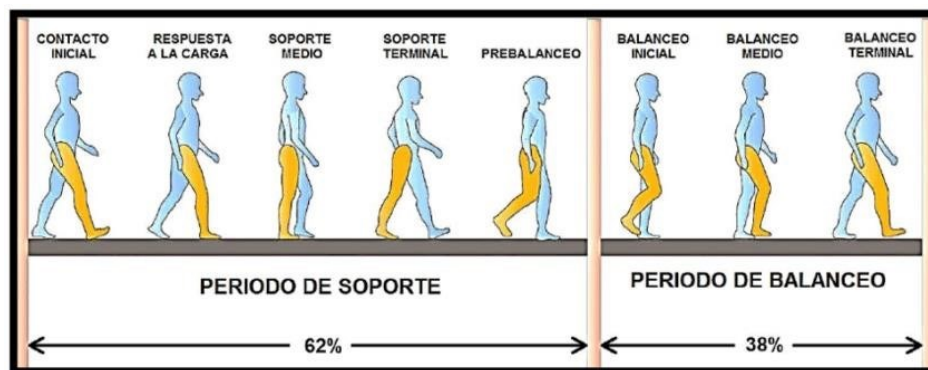


Figura 1. Ciclo de marcha de miembro inferior. [2]

### 8.1.2 Utilidad de los laboratorios de marcha

Los laboratorios de marcha son ampliamente usados en la práctica clínica, ya sea para medicina del deporte, Rehabilitación o diagnóstico. El análisis de la marcha es una herramienta que provee información acerca de la forma de caminar del individuo y que tan alejado se está de un patrón de marcha adecuado, esto claramente depende del peso de la persona, su altura y su edad.

Los estudios de marcha generalmente incluyen un estudio cinemático tridimensional de la articulación que se desea estudiar o del cuerpo en caso de que sea un estudio completo, también se pueden acompañar de estudios de electromiografía con el fin de estudiar las señales eléctricas de los músculos, sin embargo, todo depende del estudio que el paciente requiera.

Estas herramientas sirven en especial a profesionales del área de la salud que trabajen en rehabilitación, diagnóstico o acondicionamiento corporal, por ende, es usado por Fisiatras, Fisioterapeutas o especialistas en medicina del deporte. En la figura 2 se ve como una persona utiliza uno de estos laboratorios para un estudio completo de marcha y la reconstrucción 3D del miembro inferior.



*Figura 2. Estudio De marcha. [3]*

El análisis de la marcha tiene muchos usos en el tratamiento de pacientes con trastornos neuromusculares, esto hace que se puedan identificar estos problemas además de empezar con un tratamiento, se pueden realizar modificaciones en ortesis o modificaciones en protocolos de terapia física.

La cinemática es uno de los factores más importantes para este estudio ya que este describe las componentes temporales y espaciales del movimiento involucrando la posición, velocidad y aceleración de un cuerpo sin considerar fuerzas [4].

Este análisis puede ser cuantitativo o cualitativo. El análisis cinemático cualitativo es una descripción no numérica de un movimiento basado es una observación directa, puede ser una descripción de si algo está bien o mal hasta una descripción completa de sucesos, mientras que, un análisis cinemático cuantitativo analiza el movimiento a partir del análisis de datos obtenidos luego de una medición, logrando así, un análisis más específico y claro [4].

Por lo general los profesionales de la salud pueden realizar exámenes de análisis cinemático de marcha cualitativa, pero cuando se necesitan exámenes más especializados, se recurren a laboratorios de marcha que permitan un examen cuantitativo para verificar la información ya tomada anteriormente en un examen cualitativo y hacer comparaciones o para confirmar diagnósticos.

Lo más importante a resaltar es que estas herramientas no arrojan diagnósticos ni toman decisiones, estas herramientas están diseñadas para brindar información a los profesionales de la salud para estos estén en la capacidad de dar un diagnóstico o tomar una decisión basada en datos tomados por estos equipos especializados.

## 8.2 *Tecnología*

### 8.2.1 *ISEN-Biomec*

La empresa Biomec trabaja con un sistema de análisis de movimiento inercial en 3D formado por un acelerómetro triaxial, un giroscopio y un magnetómetro, que miden la orientación angular, velocidades angulares y aceleraciones en tres dimensiones en tiempo real de manera inalámbrica. Los datos se transmiten a un computador de escritorio, un portátil o un smartphone. Además, es un sistema adaptable que puede



utilizar hasta diecisiete sensores permitiendo a los clientes obtener los exactamente los sensores que necesitan, se pueden ver todos sus componentes en la figura 3.



*Figura 3. Laboratorio inercial de Marcha humana portátil ISEN-Biomec [5]*

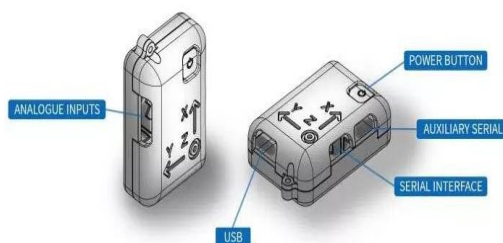
Este laboratorio tiene distintos campos de acción como el deporte, análisis de marcha, ortopedia y rehabilitación, biomecánica e investigación y también ingeniería para desarrolladores. Esto permite que los clientes puedan tener gran versatilidad a la hora de usar el producto. En la figura 4 se puede observar cómo se realiza el análisis 3D de miembro inferior con el sistema de sensores inerciales Biomec.



*Figura 4. Análisis tridimensional de miembro inferior ISEN-Biomec [5]*

En la figura 5 se puede observar que el diseño de este dispositivo es compacto, además, la simpleza del diseño permite que pueda ser usado fácilmente. En la tabla

3 se puede observar que el peso por sensor es de 46 gr, al ser liviano permite ser transportado fácilmente, además, de ser usado con más sensores al tiempo.



*Figura 5. Diseño del sensor [5].*

*Tabla 3. Dimensiones físicas del sistema [5]*

L x W x H	56 (64) x 38 x 38
Peso	46 gr.

En la figura 6 y 7, se puede observar las distintas aplicaciones según la cantidad de sensores que sean adquiridos, o, al contrario, buscar la cantidad de sensores que se necesiten dependiendo del estudio que se necesite.

Numero de Sensores	Aplicación
 1	Seguimiento de un objeto rígido.
 2	Análisis de 1 articulación.
 3	Análisis de 2 articulaciones unidas por un segmento.
 4	Análisis de 3 articulaciones o marcha básica (rodilla).
 5	Análisis libre de miembros inferiores y análisis de marcha de rodilla y cadera.
 7	Análisis libre de miembros inferiores y protocolo de <b>análisis de marcha</b> completo (cadera, rodilla y pie).

Figura 6. Usos de acuerdo con los sensores usados [5].

Número de Sensores	Aplicación
 10	Análisis libre de miembros inferiores, espalda y protocolo de <b>análisis de marcha</b> completo (cadera, rodilla y pie).
 14	Análisis libre de cuerpo completo, sin manos y <b>análisis de marcha</b> completo.
 16	Análisis libre de cuerpo completo, con manos y <b>análisis de marcha</b> completo.
 17	Análisis libre de cuerpo completo, con manos y <b>análisis de marcha</b> completo + 1 sensor libre.

Figura 7. Usos de acuerdo con los sensores usados [5]

En la figura 8 se observan distintas características importantes sobre el funcionamiento del dispositivo. La comunicación entre sensores y el computador es mediante Wi-Fi, además, pueden funcionar de manera autónoma guardando los datos en una memoria interna que tiene el dispositivo. El sistema tiene la posibilidad de ser

usado para desarrollar nuevos protocolos o servicios de hardware con las que se pueden cambiar datos de configuración.

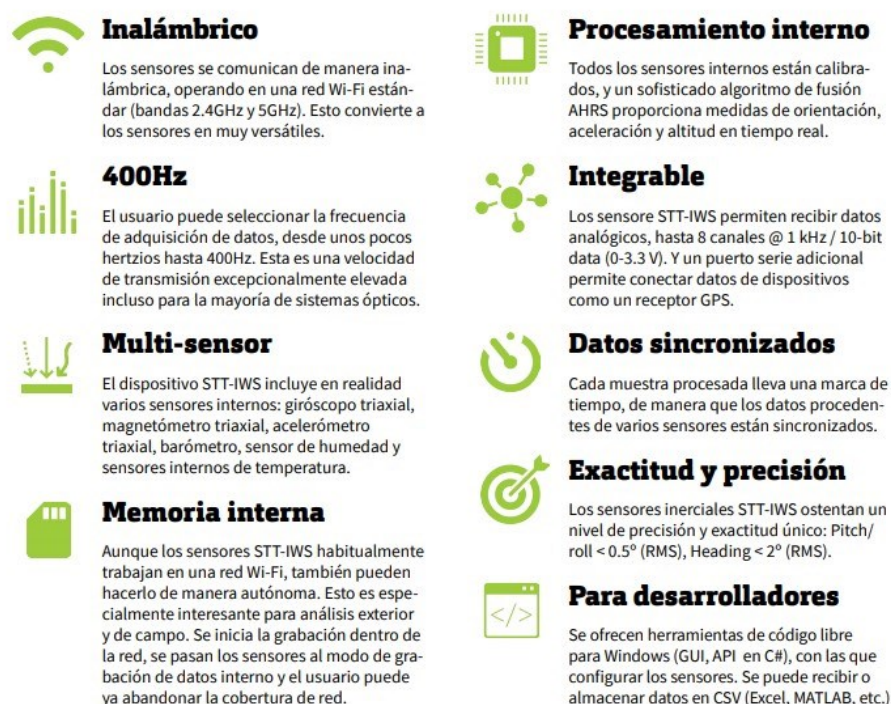


Figura 8. Características del sistema [5]

Al ser un sistema inalámbrico es importante conocer las propiedades del sistema de carga del dispositivo, como lo son: el tipo de alimentación del sistema, tiempos de carga y de duración de la batería entre otros que se pueden observar en las tablas 4 y 5.

Tabla 4. Características de alimentación [5]

Alimentación	
batería interna	Si
Conector USB	Si
Fuente de alimentación externa	Si

*Tabla 5. Características de la batería [5]*

Batería	
Tiempo de carga	1.5 h
Duración de batería en emisión continua	Si
Indicador de nivel de batería	Si

Para realizar un análisis tridimensional de marcha se necesitan siete sensores según la figura 6, que permiten la visualización de la pelvis, cadera, rodilla y pie.

### *8.2.2 MVN – BiomechSOLUTIONS*

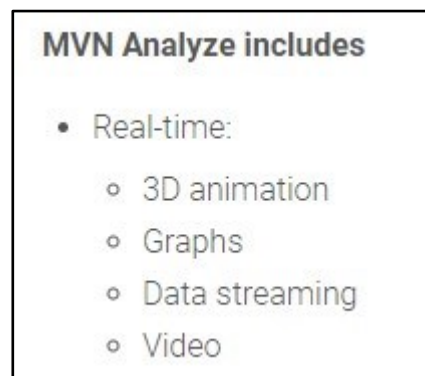
Los sistemas MVN BIOMECH aseguran medidas de movimiento humano precisas y fiables. Los sensores inerciales capturan movimientos insignificantes hasta movimientos de alta velocidad producidos por el cuerpo humano, además, protocolos de transmisión de señal aseguran que el envío de datos sea en tiempo real.

El sistema y los algoritmos aseguran contar con un análisis de movimiento de calidad y precisión sin importar el entorno en donde se encuentren los pacientes. Este sistema está diseñado para analizar la marcha en humanos bajo distintas situaciones. Por ende, los sensores ubicados sobre los pacientes son a prueba de agua y polvo además funciona para análisis de marcha en: deporte, clínica, rehabilitación, investigación, laboratorios de análisis de marcha y laboratorios de biomecánica deportiva. En la figura 9 se puede observar la ubicación de los sensores y la reconstrucción 3D que hace este laboratorio para observar el ciclo de marcha.



*Figura 9. Laboratorio de marcha BiomechSolutions. [6]*

Una de las características más importantes del sistema, son las de software, ya que, como se ve en la figura 10, el software permite realizar en tiempo real animaciones en 3D, graficación de datos obtenidos, transmisión de datos y video.



*Figura 10. Características de análisis del software [6]*

Este sistema se vende en dos versiones. La primera llamada Awinda y se ve en la figura 11, incluye 17 bandas elásticas con sensores para ubicar en el sujeto de estudio sobre la ropa que esté usando, cada uno de estos sensores contienen batería interna y un sistema inalámbrico de transmisión de datos en un rango de 20 a 50 metros en espacios cerrados o en el exterior, este sistema es ideal para educación o para usar en grupos ya que pueden ser ajustados a distintos tipos de cuerpos. La batería de cada sensor es de 6 horas lo que permite libertad en la realización de estudios.



Figura 11. Características de Hardware del sistema tipo Awinda [6]

El segundo sistema es el llamado Link y se ve en la Figura 12, que se trata de un traje especial de lycra, lo que permite que el sujeto de estudio pueda tener libertad en los movimientos. Este traje tiene los sensores incluidos y conectados entre sí, por lo que solo se tiene una batería en todo el sistema que dura 9.5 horas. Al igual que el sistema anterior contiene 17 sensores que envían datos de manera inalámbrica en un rango de 50 hasta 150 metros que puede ser ampliado según las necesidades del cliente, y puede ser usado en interiores como en exteriores con el mismo rango de transmisión. Este sistema está diseñado para ser usado en estudios especializados de marcha, por esto se puede encontrar en 5 tallas diferentes.



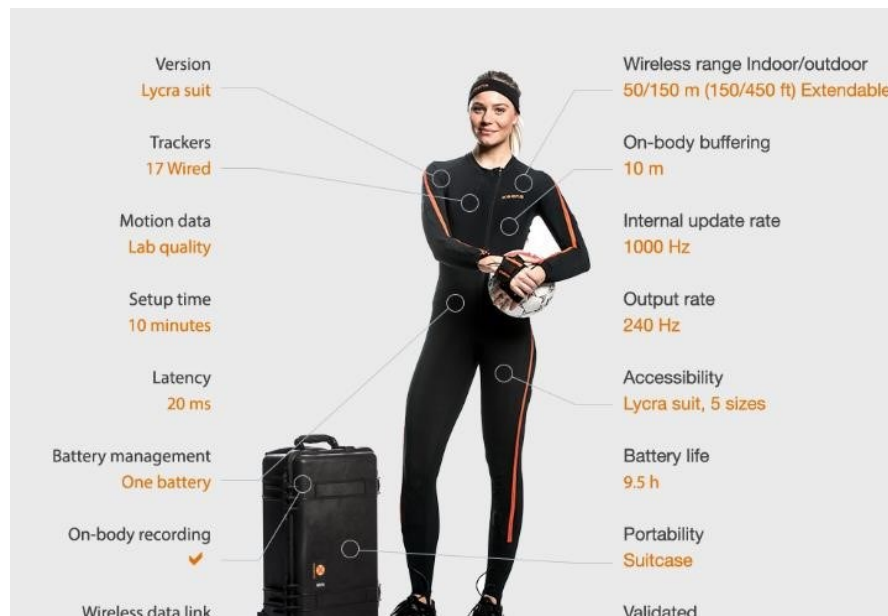


Figura 12. Características de Hardware del sistema tipo Link [6].

Este laboratorio se vende con 17 sensores que permiten el examen de cuerpo completo más el software para su visualización y análisis de imágenes.

### 8.2.3 Gait analysis systems MVN -Xsens

El Xsens MVN es un sistema de análisis de movimiento del cuerpo humano completo con 17 sensores de movimiento inercial. Analiza y proporciona ángulos de articulación en tercera dimensión, masa corporal y parámetros como las posiciones de segmento que proporcionan un fácil análisis de la marcha.

Xsens es una empresa líder en tecnología y productos de análisis de movimiento en 3D, gracias a que tiene una perfecta interacción entre sensores y software permite diversas aplicaciones no solo en el ámbito clínico, sino que también permite trabajar en investigación o en enseñanza. Xsens es parte de mCube, proveedor de sensores de movimiento MEMS de baja potencia. Tienen oficinas en los Ángeles y Hong Kong.



En la Figura 13 se observa cómo es la reconstrucción 3D en la toma de datos de un ciclo de marcha con el laboratorio MVN-Xsens, además, en la parte inferior se ven las gráficas de cada uno de los sensores puestos sobre el sujeto de prueba.

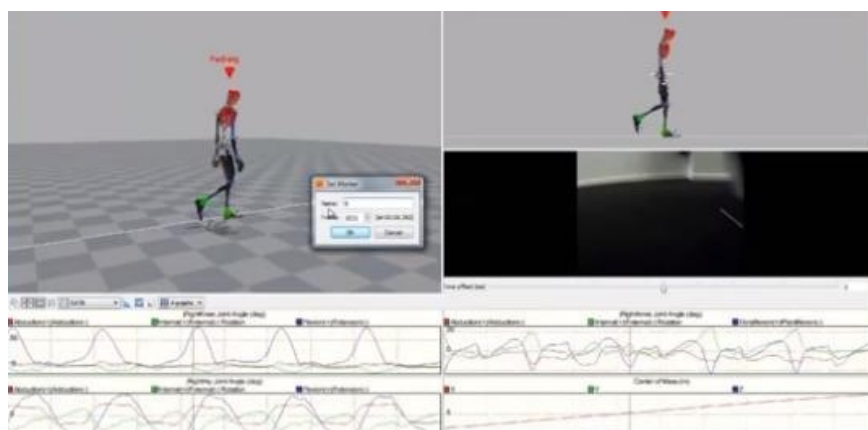


Figura 13. Análisis de marcha con sensores inerciales MVN-Xsens. [7].

En la tabla 6 se pueden ver las características de medida de los distintos sensores que tiene el dispositivo, además, el dispositivo tiene un sensor calibrado de temperatura y de humedad lo que permite tener cierto grado de libertad en exteriores.

Tabla 6. Características del sensor [7]

Sensor measurements	
3- axial Gyroscope range	+/- 2000°/s
3-axial Accelerometer range	+/- 16g
3-axial Magnetometer range	+/- 1300 uT
Barometric pressure range	300 to 1100 hPa
Sensors calibrated in temperature	Yes
Humidity sensor	Yes

En las dimensiones físicas se observa que es un sistema pequeño y además liviano, lo que permite que sea fácil de transportar y fácil de usar varios sensores al tiempo sin afectar la toma de medidas. El peso y las dimensiones se pueden ver en la tabla 7.

*Tabla 7. Dimensiones del dispositivo [7]*

Physical dimensions	
L x W x H	56 (64) x 38 x 18 mm
Weight	46 gr

#### *8.2.4 Tech MCS -Technaid*

El sistema de captura de movimiento Tech MCS es una solución inalámbrica para el análisis del movimiento basada en tecnología de sensores inerciales, que permiten la medición de velocidad y orientación angular. En la figura 14 se observa todo el kit portátil de análisis de marcha.



*Figura 14. Laboratorio de marcha inercial [8].*

El sistema Tech MCS permite la captura de datos con una frecuencia de muestreo de hasta 500 Hz teniendo la opción de escoger la que se necesita para cada estudio específico. Además, permite guardar datos en una memoria MicroSD permitiendo el uso en el exterior. Por otro lado, la comunicación Bluetooth permite a los usuarios la captura en tiempo real a más de 200 metros de distancia en exteriores. En la figura 15 se puede ver cómo es utilizado el laboratorio de marcha en el exterior.



*Figura 15. Laboratorio de marcha utilizado en el exterior. [8]*

Para equipos de nueve o más sensores, hasta dieciséis, Technaid ofrece su solución en maleta grande, un maletín de alta resistencia a golpes que cuenta con el espacio suficiente para dar cabida al sistema completo además de a algunos accesorios como el Tech Wireless Trigger. Este tipo de sistemas permite la captura del cuerpo completo donde quiera que lo necesite. Incluso en caso de no tener un ordenador a mano, el sistema es capaz de registrar la captura directamente en una tarjeta microSD incluida. En esta maleta también se entregan las versiones del sistema Tech MCS de 8 sensores que incluyen el kit de fijaciones para cuerpo completo.

El peso y las dimensiones de este tipo de sistemas son muy importante, ya que siempre será mejor el equipo más liviano para no afectar patrones de marcha en los sujetos de estudio. A continuación, se pueden ver las especificaciones acerca del peso y sobre las dimensiones [8]:

- Tamaño del Tech-HUB (L x A x Al.): 156 x 100 x 43mm.
- Peso del Tech HUB: 225gr.
- Tamaño del Tech-IMU (L x A x Al.): 36 x 26 x 11 mm.
- Peso del Tech-IMU: 10 gr.

- Tamaño de la maleta grande: 4.500 gr.
- Tamaño de la maleta pequeña de transporte (L x A x Al.): 320 x 260 x 160mm.
- Peso del sistema en maleta pequeña: 3.000gr.

El peso del sistema es mayor a los anteriores debido a que éste es totalmente independiente a computadores, puede ser usado en exteriores y por varias horas.

A continuación, se observan las características de la batería del sistema [8]:

- 4 baterías de tipo AA (2v a 2.450 mAh).
- Adaptador de corriente 110/220 VAC.
- Voltaje nominal del Tech-HUB: 5V.
- Corriente máxima del Tech-HUB (16 IMU): 3ª.

Para total independencia necesita 4 pilas AA, que son baterías de fácil acceso.

El sistema se comunica con Bluetooth entre sensores y la tarjeta principal, los datos se almacenan en una Micro SD y se capturan a 150 metros en exteriores o 50 metros en interiores. A continuación, se muestran diferentes características de comunicación del sistema [8]:

- A Tech-IMU Ports para entre 1 y 16 Tech-IMU V4/CV4.
- Puerto USB.
- Comunicación Bluetooth.
- Distancia de captura en exteriores (inalámbrico): 150 m (line-Of-Sight).
- Distancia de captura en interiores (inalámbrico): 50m.
- Modo de captura en tarjeta Micro SD (offline).
- IN/OUT Trigger Port para sincronización con dispositivos externos.
- Tech Wireless External Trigger (opcional).

### *8.2.5 G-Walk-Btsbioengineering*

G-Walk es un sistema inercial inalámbrico para la evaluación funcional de movimiento, es un sensor inercial que es aplicado a un paciente permitiendo así realizar exámenes clínicos como el Timed UP and Go y el 6 minutes walking test y obtener en poco tiempo los parámetros fundamentales de marcha, carrera y salto. En la figura 16 se puede observar el sistema de un sensor inercial, un cinturón y los cables para conectar a un computador.



*Figura 16. Sistema G-Walk [9].*

Con G-WALK se obtienen al instante informaciones fundamentales para el análisis clínico del paciente. Las pruebas son muy fáciles de hacer y los resultados son inmediatamente comparables con el rango de normalidad. Los protocolos integrados ofrecen la posibilidad de hacer análisis completos y detallados de las principales pruebas clínicas.

El sistema tiene cuatro plataformas inerciales integradas, ocho horas de autonomía y 37 gramos de peso, lo que permite que es sistema fácil de transportar y usar en diferentes entornos.

Los datos obtenidos por los sensores inerciales se pueden analizar en el software que viene con el equipo en que el que puede ver la rotación, la inclinación y la oblicuidad de la persona que es analizada. Este software se puede ver en la figura 17.

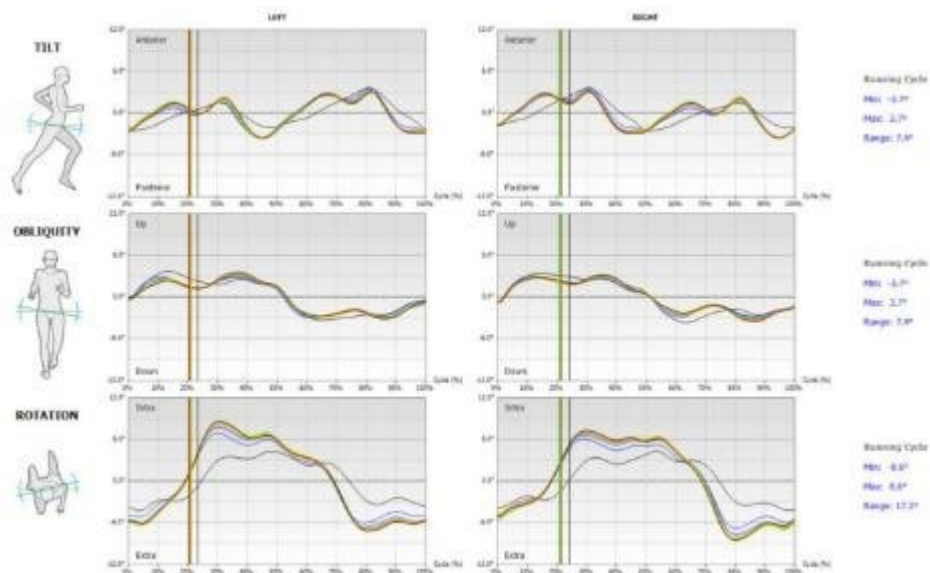


Figura 17. Software de análisis de datos G-Walk [9].

El sistema tiene batería interna que permite 8 horas de independencia, el peso incluyendo la batería es de 37 gramos, por otro lado, las dimensiones del dispositivo y otras características pueden ser vistas en la tabla 8, tales como las frecuencias Bluetooth.

*Tabla 8. Características del sistema. [9]*

<b>Dimensiones</b>	70 x 40 x 18 mm
<b>Peso</b>	37 gr (batería incluida)
<b>Plataformas inerciales</b>	4- tecnología Sensor Fusión
<b>Componentes de la plataforma inercial</b>	Sensor acelerómetro triaxial de 16 bit/eje con multi sensibilidad configurable (+/- 2, 4, 8, 16). Sensor giroscópico triaxial de 16 bit/ eje con multi sensibilidad configurable (+/- 250, 500, 1000, 2000 /s) Sensor magnético triaxial de e bit.
<b>Batería</b>	Recargable por USB, 8 horas de autonomía.
<b>Conectividad</b>	Bluetooth 3.0, clase 1.5, alcance hasta 60m
<b>Frecuencia</b>	Acelerómetro: de 4 hasta 1000 Hz Giroscopio: desde 4 hasta 8000 Hz Magnetómetro: fino a 100Hz Receptor de GPS: hasta 10 Hz Sensor Fusión: 200 Hz
<b>Operación</b>	Real-time/batch
<b>Memoria</b>	Flash interno de 256 MB

### 8.3 Glosario de términos

- **Ciclo de marcha:** Es proceso de locomoción el cual se inicia con posición anatómica y se generan movimientos para moverse hacia adelante; mientras una pierna se desplaza hacia delante el peso es soportado por la pierna de soporte y luego del balanceo se intercambia de pierna de soporte para terminar el ciclo.
- **Entramado:** Es conjunto de bits o grupo transmitido donde la secuencia que lo conforma permite denominar distintas descripciones de la información como dirección de trasmisor, dirección de destino, información, paridad, etc.
- **Inercial:** La inercia se refiere a la propiedad física de la oposición que presenta un cuerpo al someterla a un movimiento tras estar en estado de reposo.
- **Interfaz hombre maquina:** Es el intermediario que permite la interacción fácil y amigable entre el usuario y el sistema, está estructurado generalmente por botones, entradas de texto y salidas graficas como imágenes, histogramas, funciones, etc.

- **Magnitud:** Una magnitud está representada como un escalar, un número que representa una propiedad física cuantificable y está definido por una unidad de medida estandarizada como el metro [m], segundo [s], gramo [g], etc.
- **Plano cartesiano:** Los planos cartesianos es un sistema de referencia estandarizado que permite ubicar en un plano bidimensional o tridimensional un punto en el espacio.
- **Plano anatómico:** Los planos anatómicos hacen referencia a los planos Sagital, Frontal y Transversal, y están distribuidos de diferente manera en cada articulación según el eje "Z" de rotación.

**Sensibilidad:** La sensibilidad hace referencia en medición a la cantidad mínima observable con el instrumento para realizar una medición de una magnitud física en concreto, por lo que está ampliamente relacionado con el error y la tolerancia.

## 9. DISEÑO FUNCIONAL

### 9.1 Caja con entradas y salidas

En la Figura 18 se presenta la caja negra del sistema con sus entradas y salidas, las cuales se describen en la Tabla 9.

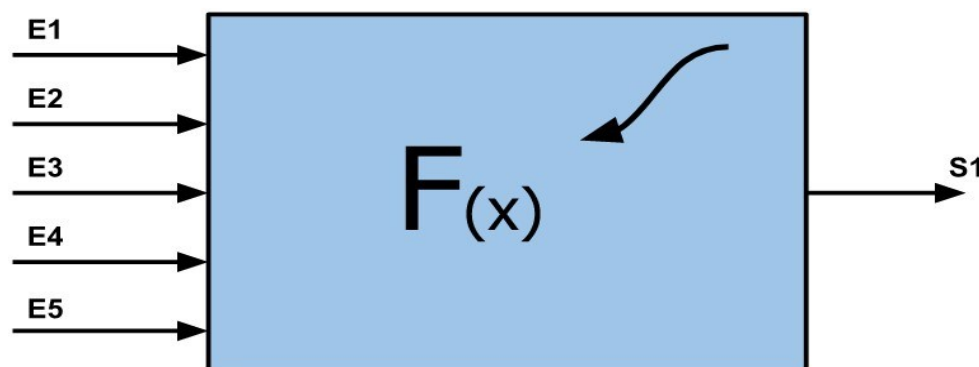


Figura 18. Relación de entradas y salidas del sistema.



*Tabla 9. Descripción de relación de entradas y salida del sistema.*

<b>Nomenclatura</b>	<b>Tipo</b>	<b>Titular</b>	<b>Descripción</b>
E1	Entrada	Variación física de posición y orientación de la cadera.	El sistema debe recibir como entrada el movimiento realizado por la cadera durante el ciclo de marcha.
E2	Entrada	Variación física de posición y orientación de la rodilla derecha.	El sistema debe recibir como entrada el movimiento realizado por la rodilla derecha durante el ciclo de marcha.
E3	Entrada	Variación física de posición y orientación de la rodilla izquierda.	El sistema debe recibir como entrada el movimiento realizado por la rodilla izquierda durante el ciclo de marcha.
E4	Entrada	Variación física de posición y orientación del tobillo derecho.	El sistema debe recibir como entrada el movimiento realizado por el tobillo derecho durante el ciclo de marcha.
E5	Entrada	Variación física de posición y orientación del tobillo izquierdo.	El sistema debe recibir como entrada el movimiento realizado por el tobillo izquierdo durante el ciclo de marcha.
S1	Salida	Graficas de posición (Grados vs tiempo) de las cinco articulaciones inferiores durante el ciclo de marcha.	El sistema debe entregar gráficas en donde el eje "Y" corresponde al rango de movimiento realizado por el voluntario en ángulos (grados), y el eje "X" corresponde al tiempo transcurrido durante la puesta en operación del prototipo (segundos). Las gráficas mostradas por el sistema deben corresponder a los rangos de movimientos mostrados en la Tabla 3 en una persona sana o normal, estas serán definidas como medidas antropométricas

En la Tabla 10 podemos encontrar los rangos mínimos y máximos de las medidas antropométricas de una persona entre 16 y 40 años, correspondientes a las articulaciones ubicadas en el tronco inferior.

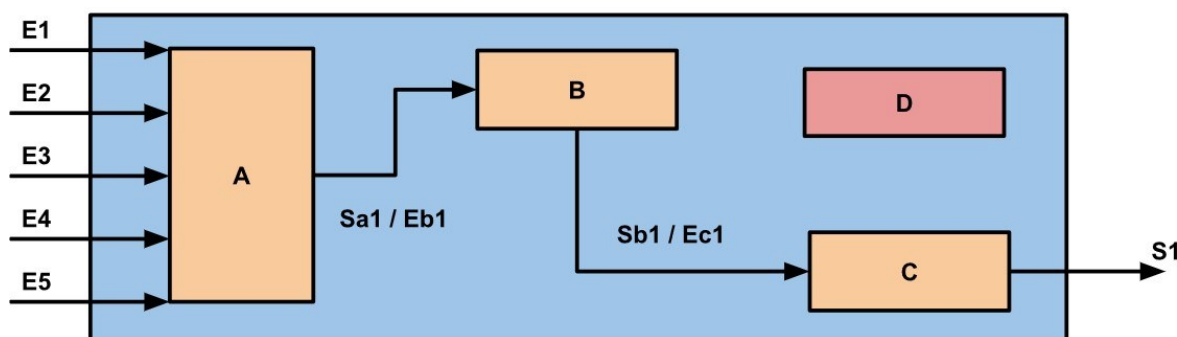
*Tabla 10. Rango de medidas antropométricas en un ciclo de marcha de una persona entre 16 y 40 años.*

Articulación	Plano	Rango de movimiento
Rodilla	Sagital	Flexión - extensión: 0 a 140 grados
	Trasversal	Rotación externa 0 a 45 grados con flexión en 90 Rotación interna 0 a 30 grados con flexión en 90
	Frontal	Abducción y aducción alcanzan un rango despreciable incluso con la Flexión en 30 grados
Tobillo	Sagital	Flexión dorsal 0 a 20 grados Flexión plantar 0 a 45 grados
	Frontal	Abducción y aducción despreciables
	Trasversal	Inversión 0 a 35 grados Eversión 0 a 25 grados
Cadera	Sagital	Flexión 0 a 140 grados Extensión 0 a 15 grados
	Frontal	Rotación externa 0 a 90 grados Rotación interna 0 a 70 grados
	Trasversal	Abducción 0 a 30 grados Aducción 0 a 25 grados

## 9.2 Alternativas de solución

### 9.2.1 Alternativa 1:

En la Figura 19 se puede observar la primera alternativa de solución para el diseño del sistema. El presente diagrama de bloques establece una secuencia de subsistemas para una alternativa de solución por un método **inercial**. La presente alternativa presenta la siguiente distribución de subsistemas: Captura, Recepción, Interfaz Gráfica y Alimentación, subsistemas explicados detalladamente en la Tabla 5.



*Figura 19. Primera alternativa de diseño.*

### 9.2.2 Alternativa 2:

En la Figura 20 se puede observar la segunda alternativa de solución para el diseño del sistema. La siguiente alternativa de diseño expone un modelo de captura por medio de **análisis de imágenes**. La presente alternativa presenta la siguiente distribución de subsistemas: Captura, Procesamiento, Interfaz Gráfica y Alimentación, subsistemas explicados detalladamente en la Tabla 11.

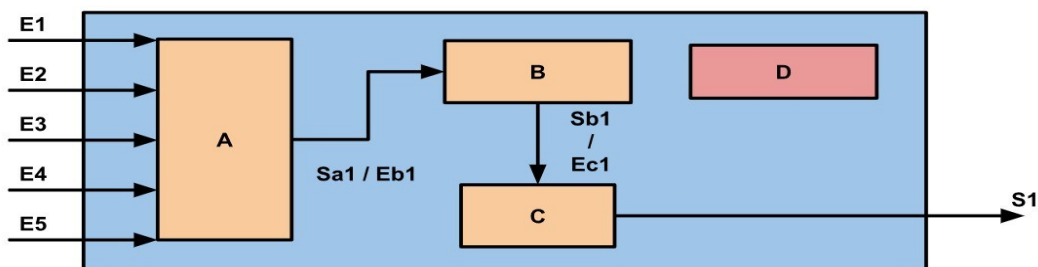


Figura 20. Diagrama de bloques del subsistema de Captura.

### 9.3 Nombre de señales entre cajas

En la Tabla 11 y en la Tabla 12 se presentan las entradas y salidas de las alternativas 1 y 2 respectivamente de cada distribución de subsistemas para la propuesta de solución.

### 9.3.1 Alternativa 1:

Tabla 11. Entradas y salida de los subsistemas de la primera alternativa.

Símbolo	Subsistema	Entrada	Salida
A	Captura	<b>E1:</b> Variación física de posición y orientación de la cadera. <b>E2:</b> Variación física de posición y orientación de la rodilla derecha. <b>E3:</b> Variación física de posición y orientación de la rodilla izquierda. <b>E4:</b> Variación física de posición y orientación del tobillo derecho. <b>E5:</b> Variación física de posición y orientación del tobillo izquierdo.	<b>Sa1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizadas en magnitudes eléctricas en un medio inalámbrico.
B	Recepción	<b>Eb1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizadas en magnitudes eléctricas en un medio inalámbrico.	<b>Sb1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizadas en magnitudes eléctricas como datos discretos.
C	Interfaz grafica	<b>Ec1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizadas en magnitudes eléctricas como datos discretos.	<b>S1:</b> Graficas de posición (Grados vs tiempo) de las cinco articulaciones inferiores durante el ciclo de marcha.
D	Alimentación	N/A	<b>Sd1:</b> Alimentación módulo cadera. <b>Sd2:</b> Alimentación módulo rodilla izquierda. <b>Sd3:</b> Alimentación módulo rodilla derecha. <b>Sd4:</b> Alimentación módulo tobillo izquierda. <b>Sd5:</b> Alimentación módulo tobillo derecho.

### 9.3.2 Alternativa 2:

Tabla 12. Entradas y salidas de los subsistemas de la segunda alternativa.

Símbolo	Subsistema	Entrada	Salida
A	Captura	<b>E1:</b> Variación física de posición y orientación de la cadera. <b>E2:</b> Variación física de posición y orientación de la rodilla derecha. <b>E3:</b> Variación física de posición y orientación de la rodilla izquierda. <b>E4:</b> Variación física de posición y orientación del tobillo derecho. <b>E5:</b> Variación física de posición y orientación del tobillo izquierdo.	<b>Sa1:</b> Posición de los indicadores de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo en arreglos de imágenes.
B	Procesamiento	<b>Eb1:</b> Posición de los indicadores de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo en arreglos de imágenes.	<b>Sb1:</b> Datos almacenados de las posiciones de las rodillas, tobillos y cadera.
C	Interfaz grafica	<b>Ec1:</b> Datos almacenados de las posiciones de las rodillas, tobillos y cadera.	<b>S1:</b> Graficas de posición (Grados vs tiempo) de las cinco articulaciones inferiores durante el ciclo de marcha.
D	Alimentación	N/A	<b>Sd1:</b> Alimentación del primer dispositivo de captura. <b>Sd2:</b> Alimentación del segundo dispositivo de captura. <b>Sd3:</b> Alimentación del tercer dispositivo de captura.

### 9.4 Funciones de cada caja

En la Tabla 13 y en la Tabla 14 se presentan las descripciones de las alternativas 1 y 2 respectivamente de cada distribución de subsistemas para la propuesta de solución.

#### 9.4.1 Alternativa 1:

*Tabla 13. Funciones de los subsistemas de la primera alternativa.*

<b>Símbolo</b>	<b>Subsistema</b>	<b>Descripción</b>
A	Captura	El subsistema de Captura debe estar constituido por cinco (5) módulos, y deben operar en los tres ejes cartesianos (X, Y y Z). Cada módulo debe tener una articulación definida para la captura de las magnitudes físicas y posteriormente adaptarlas a magnitudes eléctricas para su transmisión inalámbrica.
B	Recepción	El subsistema de recepción debe recibir todo el conjunto de datos por un medio inalámbrico, correspondiente a cada articulación, para poder ser enviadas a un entorno en donde se pueda manipular dichas magnitudes eléctricas como datos discretos.
C	Interfaz grafica	El subsistema de interfaz gráfica debe presentar gráficamente en una interfaz fácil de entender para el operador las gráficas que corresponden a cada una de las articulaciones involucradas durante el ciclo de marcha.
D	Alimentación	El subsistema de Alimentación debe proveer de suficiente autonomía a los dispositivos encontrados en los módulos de cada articulación para una sesión de clase correspondiente a un horario académico normal.

#### 9.4.2 Alternativa 2:

*Tabla 14. Funciones de los subsistemas de la segunda alternativa.*

<b>Símbolo</b>	<b>Subsistema</b>	<b>Descripción</b>
A	Captura	El subsistema de Captura debe estar constituido por mínimo tres (3) dispositivos de captura de imágenes, ubicados en posiciones distantes al voluntario para capturar y triangular la trayectoria de los cinco (5) indicadores ubicados en las rodillas, tobillos y cadera. Dichos indicadores deben ser debidamente resaltados en el entorno y en el sujeto de prueba, cuyas características varían en función a las características técnicas del dispositivo que desarrollara la captura.
B	Procesamiento	El subsistema de procesamiento debe realizar el debido procesamiento de imágenes. Debe detectar la posición de los indicadores ubicados en las articulaciones inferiores en los tres planos cartesianos (X, Y y Z) a partir de la secuencia de imágenes, y posteriormente construir los vectores de trayectoria en función de la articulación anterior.
C	Interfaz grafica	El subsistema de interfaz gráfica debe presentar gráficamente en una interfaz fácil de entender para el operador las gráficas que corresponden a cada una de las articulaciones involucradas durante el ciclo de marcha.
D	Alimentación	El subsistema de Alimentación debe proveer de suficiente energía las cámaras que serán implementadas para la captura de imágenes.

### *9.5 Selección de alternativa*

Para el presente proyecto, Prototipo funcional de laboratorio para el estudio de la marcha humana, fue seleccionada la **alternativa 1**.

La alternativa 1 fue seleccionada debido a que está fundamentada bajo un modelo de captura **inercial**, es decir, la oposición física que presenta una articulación al someterla al movimiento tras estar en estado de reposo. Los puntos por los cuales se antepuso dicha alternativa sobre la otra fueron debido a que un sistema inercial requiere menos espacio, costo y densidad de procesamiento computacional que un sistema por análisis de imágenes.

Uno de los aspectos que se tuvo en cuenta para la selección de la alternativa, es el alcance del proyecto. El desarrollo de un laboratorio de marcha humana por medio de análisis de imágenes dispone de una capacidad de cómputo muy elevada, punto que condiciona en gran medida los equipos requeridos para su implementación, la eficiencia del sistema y la exactitud del mismo dispositivo dado a la susceptibilidad a errores que presenta el análisis de imágenes.

Finalmente, un dispositivo para el estudio de la marcha humana inercial permite una captura de datos de las magnitudes físicas necesarias de una forma más directa, con una menor necesidad de espacio físico y con un coste notablemente reducido.

## **10. DISEÑO DETALLADO**

### *10.1 Subsistema de Captura*

#### *10.1.1 Requerimientos de subsistemas*

##### **Funcionales**

1. El sistema debe medir posición (grados) en un rango de entre  $-180^\circ$  a  $180^\circ$ .
2. El sistema debe capturar posición (grados) en los ejes transversal, frontal y sagital relativos a las rodillas, tobillos y cadera.
3. El sistema debe tener una frecuencia de muestreo alrededor de 300 Hz en cada dispositivo de captura de datos.

##### **De calidad**

4. El sistema debe medir posición (grados) con una tolerancia de error máxima del 5% ( $180 * 5\% = +/- 9^\circ$ ).

##### **Restrictivos**

5. El voluntario debe ser capaz de caminar por sí mismo.
6. Todos los módulos deben operar en la misma sesión de análisis.

#### *10.1.2 Funciones, entradas y salidas subsistema de Captura*

En la Figura 21 se presenta el diagrama de bloques del subsistema de Captura con sus entradas y salidas, las cuales se describen en la Tabla 15.



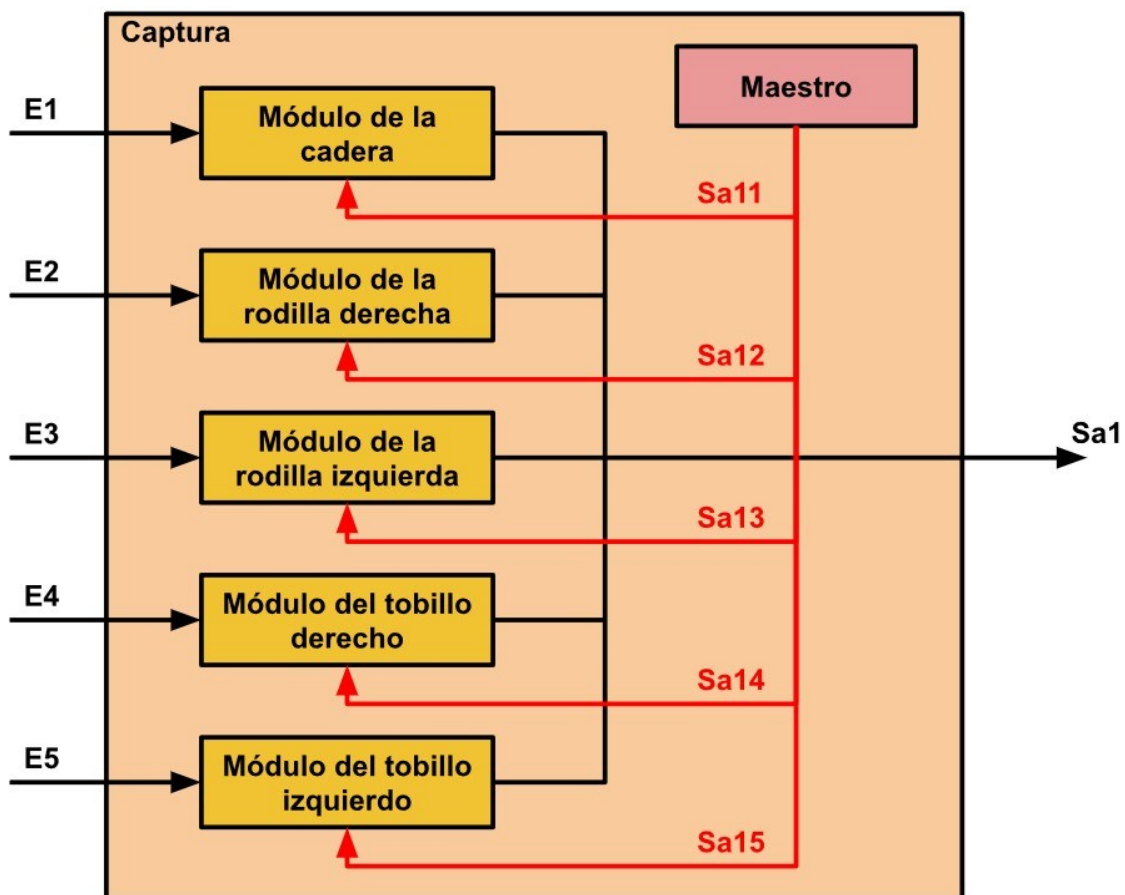


Figura 21. Diagrama de bloques del subsistema de Captura.

*Tabla 15. Entradas y salidas del subsistema de Captura.*

<b>Bloque</b>	<b>Entradas</b>	<b>Salidas</b>
Módulo de la cadera	<b>E1:</b> Variación física de posición y orientación de la cadera.	<b>Sa1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizadas en magnitudes eléctricas entramadas en un medio inalámbrico.
Módulo de la rodilla derecha	<b>E2:</b> Variación física de posición y orientación de la rodilla derecha.	
Módulo de la rodilla izquierda	<b>E3:</b> Variación física de posición y orientación de la rodilla izquierda.	
Módulo del tobillo derecho	<b>E4:</b> Variación física de posición y orientación del tobillo derecho.	
Módulo del tobillo izquierdo	<b>E5:</b> Variación física de posición y orientación del tobillo izquierdo.	
Maestro	N/A	<b>Sa11:</b> Magnitud eléctrica de 0 o 5V. <b>Sa12:</b> Magnitud eléctrica de 0 o 5V. <b>Sa13:</b> Magnitud eléctrica de 0 o 5V. <b>Sa14:</b> Magnitud eléctrica de 0 o 5V. <b>Sa15:</b> Magnitud eléctrica de 0 o 5V.

El subsistema de Captura debe estar constituido por cinco (5) módulos distribuidos en cada articulación del tronco inferior. Estos módulos articulares deben transmitir por un mismo medio y frecuencia la información capturada por sus respectivas articulaciones, por lo que estos operaran en función de un maestro, el cual tendrá la labor de asignar el turno de transmisión por el canal a un módulo a la vez.

### *10.1.3 Diseño del subsistema de Captura*

Para la implementación del subsistema de captura, este debe contar con cinco módulos articulares. Cada uno de ellos debe tener componentes electrónicos que le permitan capturar magnitudes físicas, ejecutar la gestión de los datos y realizar una transmisión inalámbrica. Adicionalmente debe haber un dispositivo ubicado en una de las articulaciones que gestione los turnos de comunicación.

### **Dispositivos de captura de magnitudes físicas de cada módulo articular**

Las magnitudes físicas que se desean capturar son aceleración lineal ( $m/s^2$ ) y velocidad angular (grados/s). Estas dos magnitudes físicas permiten determinar los ángulos de inclinación y movimiento de una articulación.

Considerando que  $140^\circ$  es el rango máximo de movimiento de la rodilla en flexión, siendo este el mayor rango de movimiento entre todas las rodillas, tobillos y cadera es posible asociar dicha magnitud para determinar la sensibilidad máxima de velocidad angular que debe presentar el dispositivo especializado para el correcto funcionamiento del sistema.

$$w = \frac{\Delta\theta}{\Delta t}$$

W = Velocidad angular (Grados/segundo)

$\Theta$  = Posición angular (Grados)

T = Tiempo (segundo)

Teniendo en cuenta que la rodilla (articulación con mayor rango de movimiento) interviene aproximadamente en el 60% del intervalo del ciclo de marcha, el sesenta por ciento del  $\Delta t$  es igual a 1,2 s, por lo que el umbral mínimo de velocidad angular aceptado por el sensor es:

$$w = \frac{140^\circ}{1,2 \text{ s}} = 116,6^\circ/s = 116,6 \text{ dps}$$

Para determinar la aceleración mínima se debe tener en cuenta que, en marcha, el descenso de la articulación está sujeta al efecto físico de caída libre, por lo que no se contempla la fuerza añadida por el sujeto.

De acuerdo con lo anterior, la fuerza impuesta en la articulación antes del contacto de la planta del pie con la superficie está dado por la energía potencial, el cual está descrito en la siguiente expresión:

$$E_p = mgh$$

m = masa de la articulación del voluntario (Kg)

g = a=Aceleración gravitacional terrestre ( $m/s^2$ )

h = Altura que alcanza la articulación (m)

$$a = g = 9,8 \frac{m}{s^2} = 1G$$

Finalmente se describen las ecuaciones correspondientes al diseño electrónico detallado de un acelerómetro y un giroscopio basado en tecnología MEMS.

Teniendo en cuenta el modelo masa resorte en el acelerómetro basado en la tecnología MEMS, se desarrollarán los cálculos bajo el eje cartesiano "Y", cuyo desarrollo es **igual** para los dos planos restantes X y Z.

$$ma = m\ddot{y} + b\dot{y} + ky$$

$$m = \text{masa (Kg)}$$

$$k = \text{Coeficiente del resorte (N/m)}$$

$$b = \text{Coeficiente de amortiguamiento (Kg/s)}$$

$$y = \text{desplazamiento (m)}$$

Función de transferencia dado el sistema dinámico.

$$H(s) = \frac{y(s)}{a(s)} = \frac{m}{ms^2 + bs + k}$$

De acuerdo con el teorema del valor final dada una entrada escalón en estado estable ( $s=0$ ), la función de transferencia sería.

$$y = \frac{ma}{k}$$

$$m = 4,07\mu g \text{ (masa estándar)} = 0,00000000407 \text{ Kg}$$

$$k = 1,993 \text{ (Kg/s) (coeficiente de amortiguamiento estándar)}$$

$$y = \text{desplazamiento (m)}$$

$$y = \frac{0,00000000407 \text{ Kg} * 9,8 \text{ m/s}^2}{1,993 \text{ Kg/s}} = 20,013nm$$

La frecuencia natural se produce cuando al alterar un objeto sólido tras estar en estado de reposo, este tiende a vibrar a razón de una frecuencia denominada natural o resonante, sabiendo esto, de acuerdo con la función de transferencia anteriormente mostrada, la frecuencia natural para un sistema masa resorte es de la siguiente forma.

$$w_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

$$w_0 = \sqrt{\frac{1,993 \text{ Kg/s}}{0,00000000407 \text{ Kg}}} = 22,128KHz$$

Desplazamiento de la masa en términos de la frecuencia natural.

$$y = \frac{a}{w_0^2}$$

Como ejemplo, dado una aceleración de  $9,8 \text{ m/s}^2$  y una frecuencia natural de  $22,128 \text{ KHz}$  el desplazamiento del sistema interno sería:

$$y = \frac{9,8 \frac{m}{s^2}}{(22,128 \text{ KHz})^2} = 20,014 nm$$

Para el diseño de un giroscopio por medio de tecnología MEMS se hace uso del efecto Coriolis, haciendo uso de la masa y la velocidad en función de la siguiente ecuación:

$$F_{\text{coriolis}} = -2m(\vec{w} \times \vec{v})$$

$$m = \text{masa (Kg)}$$

$$v = \text{velocidad tangencial en el sistema de rotación (m/s)}$$

$$w = \text{velocidad angular (Grados/s)}$$

En el caso del giroscopio la metodología de la sensorica es la misma ya que está dado por un sistema capacitivo, cuya diferencia con respecto al acelerómetro recae en que la variación se da después de implementar un par de fuerzas en el sistema.

Teniendo en cuenta que el principio eléctrico del acelerómetro y el giroscopio es capacitivo, el concepto está dado a la capacitancia dada por:

- Acelerómetro: Una rendija móvil entre dos rendijas fijas o no inerciales, es decir en términos eléctricos, dos placas fijas y un dieléctrico variable.
- Giroscopio: Dos masas oscilantes en direcciones paralelas y opuestas, al ejercer una velocidad angular, el movimiento de las masas se ve afectado por el par de fuerza de Coriolis el cual a su vez afecta en la capacitancia y el divisor de voltaje.

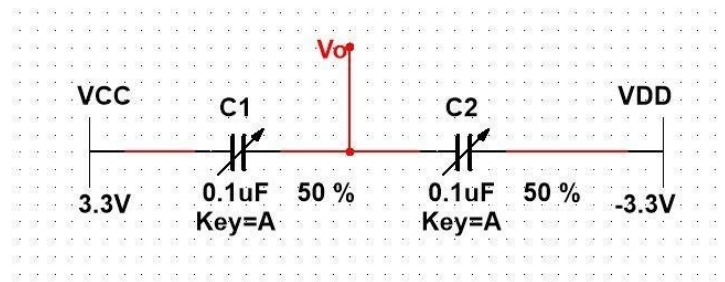


Figura 22. Sistema capacitivo MEMS.

Considerando el esquemático anterior, se define que, al aumentar una de las dos capacitancias, la otra disminuye, esto es resultado de que, al reducir distancia con una placa, se aumenta en la otra.

$$V_s = 3,3v$$

$$C1 = 0,1\mu F$$

$$C2 = 0,1\mu F$$

$$V_0 = \frac{C1 - C2}{C1 + C2} \frac{V_s}{2}$$

$$V_0(\text{máximo}) = \frac{3,3}{2} v = 1,65v$$

De acuerdo con lo anterior la sensibilidad del acelerómetro es:

$$S = \frac{V_0}{a}$$

$$S = \frac{1,65v(0,9 - 0,1)}{9,8 \text{ m/s}^2 - (-9,8 \text{ m/s}^2)} = 0,0673 \frac{v}{\text{m/s}^2}$$

$$S = \frac{V_0}{w}$$

$$S = \frac{1,65v(0,9 - 0,1)}{116,6^\circ/\text{s} - (-116,6^\circ/\text{s})} = 0,0056 \frac{v}{^\circ/\text{s}}$$

Debido a que en su gran mayoría los acelerómetros y giroscopios son digitales, también se expresara la sensibilidad en determinado factor de escala digital por medio




de una conversión. En contexto de las magnitudes mostradas, entre menor sea el valor, mejor será a la sensibilidad del sensor.

$$\text{Sensibilidad de aceleración de los sensores} : 0,0673 \frac{v}{m/s^2} * \frac{4095 \text{ LSB}}{v} = 275,78 \frac{\text{LSB}}{g}$$

$$\text{Sensibilidad de giroscopio de los sensores} : 28,301 \times 10^{-3} \frac{v}{^{\circ}/s} * \frac{4095 \text{ LSB}}{v} = 23,17 \frac{\text{LSB}}{^{\circ}/s}$$

Se realizó una comparación entre varios componentes para decidir cuál era el más apto teniendo en cuenta el diseño del dispositivo de captura y sus características, esto se puede ver en la tabla 16.

Tabla 16. Alternativas de componentes – Dispositivo de captura de magnitudes físicas

Sensor triaxial			
Características	Componentes		
	<b>MPU6050</b> 	<b>BNO055</b> 	<b>MPU9250</b> 
Sensibilidad mínima y máxima de lectura de aceleración	Acelerómetro con sensibilidad de $\pm 2g$ , $\pm 4g$ , $\pm 8g$ y $\pm 16g$ .	Acelerómetro con sensibilidad de $\pm 2$ , $\pm 4$ , $\pm 8$ , o $\pm 16 g$ .	Acelerómetro con sensibilidad de $\pm 2$ , $\pm 4$ , $\pm 8$ , o $\pm 16 g$ .
Sensibilidad mínima y máxima de lectura de velocidad angular	Giroscopio con sensibilidad de $\pm 250$ , $\pm 500$ , $\pm 1000$ , y $\pm 2000$ dps.	Giroscopio con sensibilidad de $\pm 125$ , $\pm 250$ , $\pm 500$ , $\pm 1000$ , y $\pm 2000$ dps.	Giroscopio con sensibilidad de $\pm 250$ , $\pm 500$ , $\pm 1000$ , y $\pm 2000$ dps.
Planos de operación	3 planos de operación del giroscopio y acelerómetro.	3 planos de operación del giroscopio y acelerómetro.	3 planos de operación del giroscopio y acelerómetro.
Alimentación	2.375V - 3.46V	2.5V - 3.3V	2.4V - 3.6V
Precio	10.000 \$ (COP)	166.500 \$ (COP)	35.000 \$ (COP)
Proveedor	Vistronica	Amazon	Sigma Electrónica

Tomando en cuenta los componentes mostrados, el dispositivo seleccionado para una parte de la implementación del subsistema de Captura es el MPU6050. En el apartado



técnico los sensores presentaban aprobación dado a que las tres alternativas presentan una sensibilidad mejor al diseñado, tanto en el acelerómetro como en el giroscopio.

De acuerdo con lo anterior, el factor fundamental para la selección de componente fue el costo y disponibilidad en el mercado del sensor MPU6050.

Para finalizar, se expondrán los aspectos técnicos del sensor seleccionado que se tuvieron en cuenta:

*Máxima sensibilidad del giroscopio:*  $16,4 \frac{LSB}{^{\circ}/s}$

*Máxima sensibilidad del acelerómetro:*  $2,048 \frac{LSB}{g}$

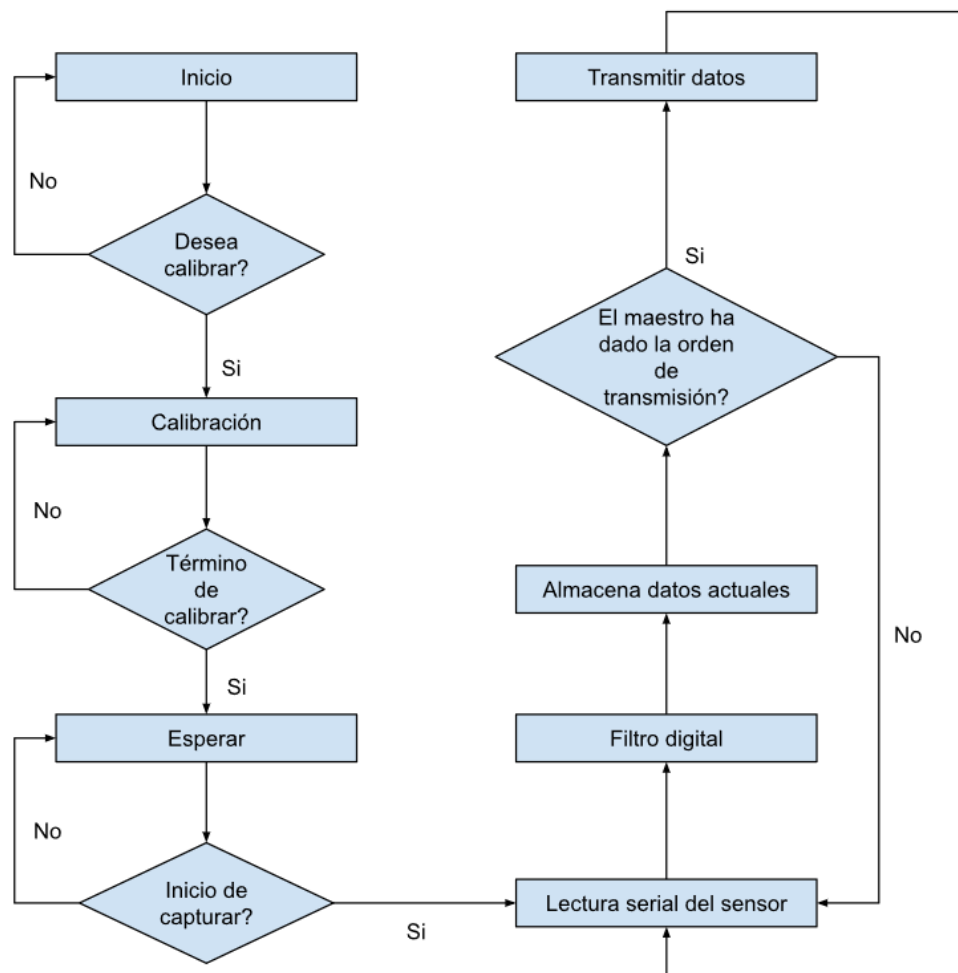
*Frecuencia máxima de muestreo del sensor:* 1 KHz

Debido a que el protocolo de comunicación usado por el sensor es I2C, este protocolo tiene una operación maestro-esclavo, en donde la frecuencia de reloj del maestro dictamina la transmisión de los datos del sensor. En el presente caso, el sensor MPU6050 tiene una tolerancia máxima de 1 KHz dado un reloj externo y una frecuencia mínima no definida, por lo que un muestreo de 300 Hz no presenta condicionante en dicho aspecto.

### **Unidad central de procesamiento de cada módulo articular**

En cada módulo articular del subsistema de captura se debe contar con un algoritmo que se encargue de calibrar el sensor asignado, realizar la lectura del sensor asignado y realizar la transmisión del paquete de datos en función de la orden o turno dictado por el maestro. El paquete de datos en la etapa de transmisión debe estar constituido por un preámbulo o indicativo característico del módulo y la secuencia de datos, esto

con el fin de que el subsistema de recepción pueda dividir la trama multiplexada en tiempo (TDM). En la siguiente imagen se evidencia el flujograma correspondiente a la programación necesaria para cada dispositivo de los cinco (5) módulos articulares.



*Figura 23. Diagrama de flujo de los módulos de la cadera, rodilla izquierda, rodilla derecha, tobillo, izquierdo y tobillo derecho.*




Considerando el diagrama de flujo diseñado, una tarjeta de desarrollo puede cumplir con los aspectos funcionales, esto es debido a la facilidad de realizar comunicación serial entre múltiples dispositivos.

Debido a que es necesario realizar una lectura de un sensor y una transmisión por comunicación serial, se optó por escoger la comunicación I2C por su flexibilidad de programación.

Para lograr la comunicación I2C se utiliza el puerto SDA bidireccional para obtener la información proveniente del integrado y que esta sea procesada por el microcontrolador. De esta forma se requiere que la tarjeta a escoger tenga una arquitectura para el desarrollo de aplicaciones bajo lenguajes de programación de alto nivel, además, esta debe tener una frecuencia de muestreo de 300 Hz (requerimiento funcional del súper sistema) que dependerá del algoritmo.

Se realizó una comparación entre varios componentes para decidir cuál era el más apto teniendo en cuenta los requerimientos de la unidad central de procesamiento y sus características, esto puede ser visto en la tabla 17.

*Tabla 17. Alternativa de componentes – Unidad central de procesamiento.*

Características	Tarjeta de desarrollo		
	Componentes		
	Arduino nano V3 	Tiva™ C Series TM4C123GH6PM 	Raspberry Pi 3 Model B+ 
Disposición de comunicación serial	Un puerto serie disponible en los pines digitales 0 (RX) y 1 (TX) compartido con USB.	Dos puertos serie disponibles (RX) y (TX) compartido con USB.	Un puerto serie disponible en los pines digitales 8 (TX) y 10 (RX).
Precio	20.000 \$ (COP)	55.620 \$ (COP)	325.000 \$ (COP)
Proveedor	Vistronica	Vistronica	Linio

La tarjeta de desarrollo escogida para la puesta en funcionamiento del subsistema de Captura es el Arduino nano V3. Se escoge esta tarjeta ya que cuenta con las características necesarias para la comunicación entre subsistemas, además, cuenta con puertos de comunicación serial I2C en los pines A4 y A5 que permite leer la señal de entrada proveniente del integrado MPU6050.

El dispositivo seleccionado permite una mayor flexibilidad y eficiencia en lenguajes de programación de alto nivel como es el C, reduciendo en costo, tamaño y tiempo del desarrollo del prototipo.

Finalmente, el Arduino nano V3 contempla en su arquitectura puertos seriales que permiten una comunicación inalámbrica. Un factor a tener en cuenta en el apartado físico es el tamaño, dicho aspecto cubre una gran importancia dado que debe haber un dispositivo controlador por cada módulo asignado en las articulaciones, por lo que es indispensable que el módulo interfiera en menor medida en la movilidad del voluntario.

### **Dispositivo maestro de los módulos articulares**

Todos los módulos articulares del subsistema debe operar en función a un dispositivo maestro, este asignara los turnos de cada módulo articular con el fin de garantizar una trama de datos multiplexada en tiempo (TDM).

Para poder realizar una multiplexación por división de tiempo (TDM) por medio de una configuración Master-Slave, el maestro debe segmentar el tiempo por cada módulo articular, habilitando la oportunidad de transmitir en el canal y no generar conflicto o interferencia entre los paquetes de datos.

Teniendo en cuenta lo anterior, el dispositivo maestro debe estar constituido por un ciclo simple donde por medio de una conexión física se enlace una salida digital del

maestro a un módulo articular destino, y se habiliten y deshabiliten de manera secuencial uno a uno.

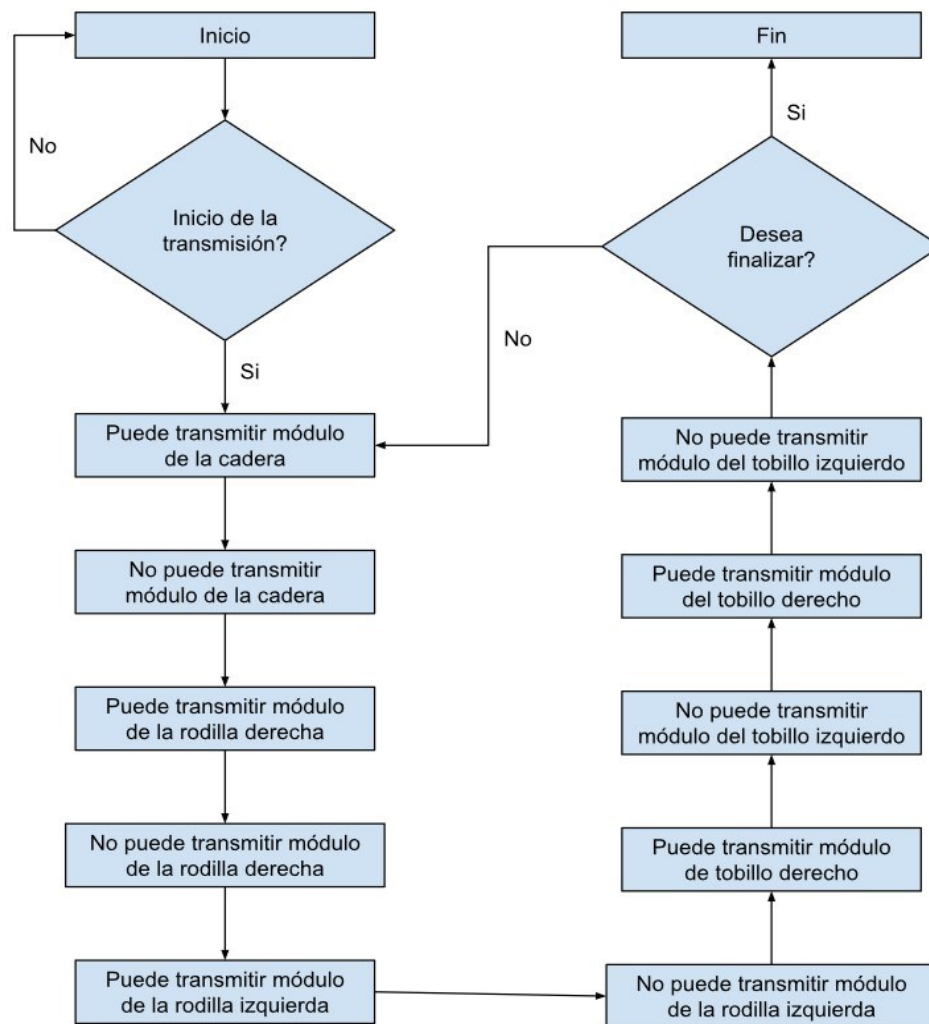


Figura 24. Diagrama de flujo del dispositivo maestro

### **Dispositivos de comunicación inalámbrica de cada módulo articular**

Finalmente, cada módulo debe presentar un dispositivo electrónico que permita transmitir cada trama de datos de manera inalámbrica, para esto, una antena suple dicha necesidad. Para el desarrollo del diseño del dispositivo de transmisión se debe en primera instancia establecer los parámetros de transmisión Tx de datos en el receptor serial Rx del dispositivo:

$$\text{Paquete de datos: Bit de inicio} + \text{Bits de datos} + \text{Bit de paridad} = 10 \text{ bits}$$

$$\text{Velocidad de transmisión: } 9600 \text{ BAUD} = 9600 \text{ bits/s} = 960 \text{ bytes/s}$$

Puesto que la trama contempla un bit de parada, la trama de bits total es:

$$\text{Trama} = \text{Paquete de datos} + \text{Bit de parada} = 11 \text{ bits}$$

$$\begin{aligned} \text{Transferencia serial} &= (9600 \text{ bits/s}) / 11 \text{ bits} = 872,72 \text{ bits/s} \\ &= 872,72 \text{ Caracteres/s} \end{aligned}$$

Considerando que el funcionamiento estándar de las antenas Rf es isotrópico se define que la potencia recibida está dada por la siguiente expresión:

$$Pr = \frac{Pt}{4\pi d^2} \left( \frac{\lambda^2}{4\pi} \right)$$

$$Pr = \text{Potencia recibida (W)}$$

$$d = \text{distancia (m)}$$

$$Pt = \text{Potencia transmitida (W)}$$

$$\lambda = \text{Longitud de onda (m)}$$

Teniendo en cuenta lo anterior se procederá a despejar los valores con respecto a magnitudes definidas por el mercado:


$$\begin{aligned}P_t &= 4\text{dbm} = 0.00251\text{ W} \\d &= 5\text{ m (requerimiento)} \\ \lambda &= c/f = 3 \times 10^8 / 2,5\text{GHz} = 0,12\text{ m} \\ Pr &= \frac{0.00251\text{ W}}{4\pi * 5\text{m}^2} \left( \frac{0,12\text{m}^2}{4\pi} \right) = 9,1622\text{ nW} \\ Pr(\text{dbm}) &= 10\text{Log}(9,1622\text{ nW}) = -80,37\text{ dbm}\end{aligned}$$

De acuerdo con lo anterior se define que el receptor debe tener una sensibilidad en potencia de -80,37 dbm para realizar una comunicación exitosa a 5 metros.

Considerando los procedimientos expuestos, se define que cada dispositivo de transmisión debe soportar una velocidad de recepción serial Rx y transmisión RF mínima de 9600 bits/s, además de una potencia de transmisión de al menos "4 dbm" (teniendo como referencia las potencias de salida RF de los dispositivos existentes en el mercado). Además, se debe contar con un receptor RF que tenga una sensibilidad mínima de **-80,37dbm** a una distancia de **5m** para la puesta en operación del sistema.

Se realizó una comparación entre varios componentes para decidir cuál era el más apto teniendo en cuenta el diseño del dispositivo de comunicación inalámbrica y sus características.

*Tabla 18. Alternativa de componentes – Dispositivo de comunicación inalámbrica*

Dispositivo de comunicación inalámbrica			
Características	Componentes		
	Transceiver SV610 	NRF24L01 	BLUETOOTH HC-05 
Comunicación inalámbrica.	Comunicación inalámbrica por módulos RF.	Comunicación inalámbrica por módulos RF.	Comunicación inalámbrica Bluetooth.
Distancia de operación	1400 metros	1000 metros	10 metros
Precio	72.000\$ (COP)	14.000\$ (COP)	14.000\$ (COP)
Proveedor	AliExpress	Dualtronica	Ferretronica

En el caso de los dispositivos que compiten a la comunicación inalámbrica, se seleccionó el dispositivo NRF24L01. Dicho dispositivo permite una comunicación simplex, dúplex y full dúplex, por lo que ofrece la función requerida para el proyecto, en este caso simplex, lo que significa que el dispositivo puede ser configurado como emisor y receptor y pueden ser asignado cinco (5) transmisores y un sexto dispositivo como receptor. El presente dispositivo fue seleccionado ante las otras alternativas dada la facilidad de su puesta en operación y la facilidad que ofrece para realizar una comunicación maestro esclavo, además, presenta una sensibilidad de recepción mejor a la diseñada, una distancia máxima de trabajo de 1Km, potencia de transmisión variable y una sensibilidad de recepción mínima de -94 dbm.



#### 10.1.4 Diagrama esquemático de subsistema de Captura

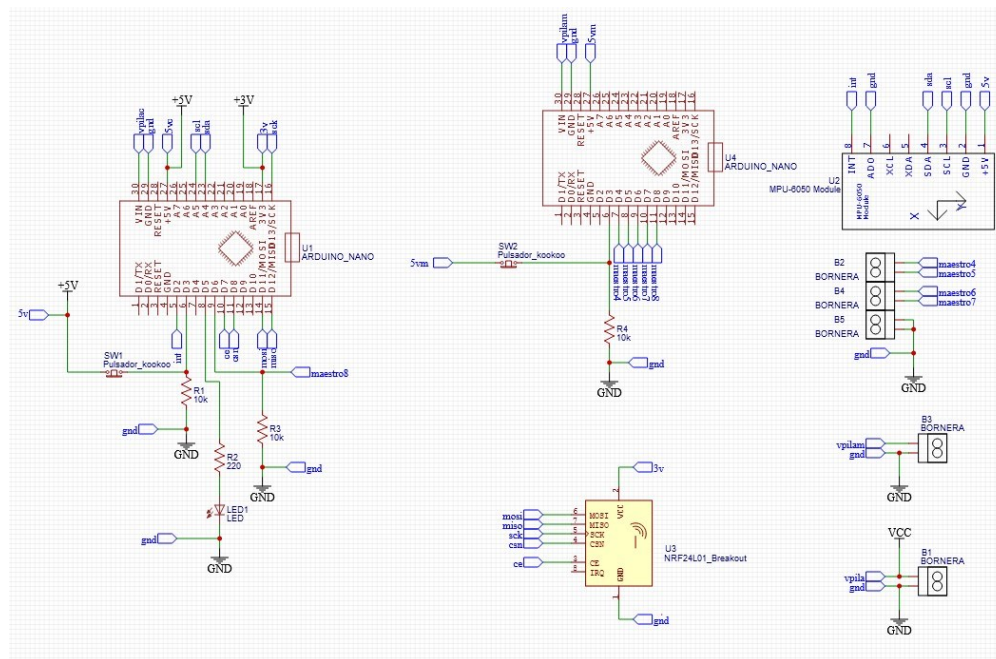


Figura 25. Esquemático del módulo de la cadera.

En la Figura 25 el esquemático del módulo de la cadera está constituido de dos Arduino nano debido a que en este se encuentra el módulo convencional de captura junto al maestro. La razón por la que el Arduino maestro se encuentra ubicado en el módulo de la cadera es porque desde dicho punto es mucho más fácil extender conexiones a las articulaciones inferiores restantes.

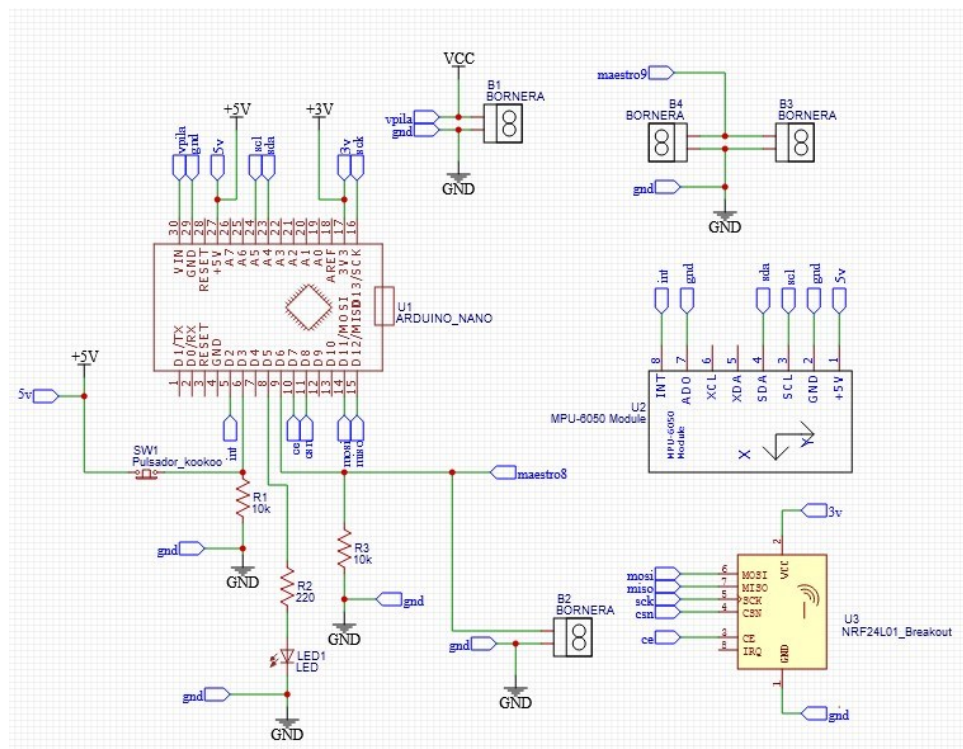


Figura 26. Esquemático de los módulos de las rodillas.

En la figura 26 se ve el esquemático de los módulos de las rodillas, estos están constituidos de una tarjeta de desarrollo, un sensor y un transmisor para capturar y transmitir los datos de interés, y cuentan con dos borneras extra para hacer puente del bit de dato y tierra para el módulo de tobillo correspondiente al lado izquierdo o derecho.



En la Figura 28 se evidencia el esquema total del subsistema de captura, con sus respectivos módulos por articulación.

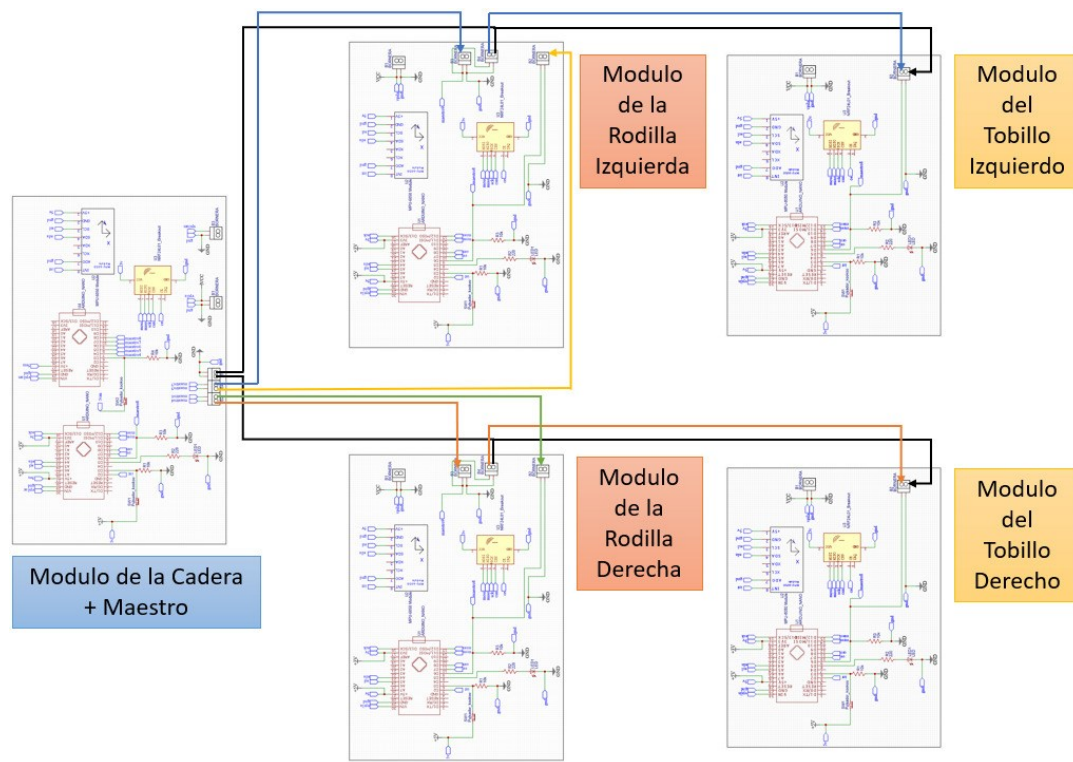


Figura 28. Esquema de subsistema de captura

### 10.1.5 Simulación del subsistema de Captura

No existe un software que permita realizar la simulación de este subsistema, por ende, no aplica.

### 10.1.6 Plan de pruebas del subsistema de Captura

#### Objetivo de la prueba

Los módulos que conforman el subsistema deben capturar y transmitir inalámbricamente cualquier interacción de movimiento que lo involucre en los tres ejes cartesianos.

## **Materiales**

- 1 osciloscopio.
- 1 multímetro.
- 1 circuito de prueba RT (anexo 23.7).
- 1 multímetro.
- 1 computador.
- 1 cable micro USB a USB.

## **Metodología de trabajo**

- Encender el módulo articular que se quiere probar.
- Esperar que el indicador lumínico indique la culminación de la calibración (Luz intermitente).
- Oprimir el pulsador de inicio de captura y transmisión de datos.
- Con un multímetro, girar la perilla en función de medición de voltaje.
- Ubicar la punta de referencia en tierra y la punta de medición (rojo) en la salida del MPU6050, ubicado en el pin A4 del Arduino NANO del módulo articular y verificar el voltaje.
- Ubicar la punta de referencia en tierra y la punta de medición (rojo) en la entrada de voltaje del NRF24L01 ubicado en el módulo. Anotar voltaje medido.
- Conectar al computador el circuito de prueba RT e implementar el algoritmo del Anexo 23.5.
- Abrir ventana serial de Arduino y ubicar el módulo en 90 grados en cada eje y determinar la tolerancia según la medición análoga.
- Observar y anotar la unidad mínima normalizada del instrumento.
- Implementar el algoritmo de prueba de Arduino del Anexo 23.13.
- Implementar el algoritmo de prueba en Matlab del Anexo 23.14.
- Ejecutar el algoritmo.

- Mover el módulo de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$  en cada eje durante los dos segundos definidos en el algoritmo.
- Determinar los picos máximos y mínimos observados en las gráficas.
- Determinar el número de muestras en el vector de datos y determinar el tiempo de muestreo.
- Repetir el proceso con todos los módulos que conforman el subsistema.

## Tabla de datos

Tabla 19. Datos cuantitativos comprobados del subsistema de Captura

Tareas a realizar	Modulo	Valor Teórico	Valor Simulado	Valor Medido	Error Porcentual
Rango de voltaje de salida del MPU	Cadera	0 – 5V	N/A		
	Rodilla Izq	0 – 5V	N/A		
	Rodilla Der	0 – 5V	N/A		
	Tobillo Der	0 – 5V	N/A		
	Tobillo Izq	0 – 5V	N/A		
Voltaje de alimentación de la antena de transmisión de cada módulo.	Cadera	3,3V	N/A		
	Rodilla Izq	3,3V	N/A		
	Rodilla Der	3,3V	N/A		
	Tobillo Der	3,3V	N/A		
	Tobillo Izq	3,3V	N/A		
Posicionar los módulos en 90 grados en cada eje.	Cadera	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Rodilla Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Rodilla Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Tobillo Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Tobillo Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
Numero de muestre del módulo articular en un periodo de 2 segundos	Cadera	300 muestras	N/A		
	Rodilla Izq	300 muestras	N/A		
	Rodilla Der	300 muestras	N/A		
	Tobillo Der	300 muestras	N/A		
	Tobillo Izq	300 muestras	N/A		
Rango de medida de la posición angular en grados	Cadera	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A		
	Rodilla Izq	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A		
	Rodilla Der	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A		
	Tobillo Der	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A		
	Tobillo Izq	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A		
Sensibilidad	Todos	N/A	N/A		

## *10.2 Subsistema de Recepción*

### *10.2.1 Requerimientos de subsistemas*

#### **Funcionales**

1. El sistema debe operar inalámbricamente en un radio de cobertura mínimo de 5m.

#### **De calidad**

2. El sistema debe operar inalámbricamente con una tolerancia de error máxima del 50% ( $5m * 50\% = +/-2.5m$ )

#### **Restrictivos**

3. El sistema debe procesar únicamente la cantidad de datos equivalentes a cinco módulos articulares

### *10.2.2 Funciones, entradas y salidas subsistema de Recepción*

En la Figura 29 se presenta el diagrama de bloques del subsistema de Recepción con su entrada y salida, las cuales se describen en la Tabla 20.





*Figura 29. Diagrama de bloques del subsistema de Recepción.*

*Tabla 20. Entradas y salidas del subsistema de Recepción.*

Bloque	Entradas	Salidas
Módulo de recepción	<b>Eb1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizados en magnitudes eléctricas entramadas en un medio inalámbrico.	<b>Sb1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizadas en magnitudes eléctricas en un medio alámbrico.

En la Figura 29 se observa el diagrama de bloques del subsistema de recepción, este debe recibir los datos capturados y enviados por el subsistema de Captura como se puede ver la tabla 20 donde se indican las salidas y entradas del sistema. Posteriormente a eso, debe identificar, distribuir y organizar los paquetes entramados por articulación, y enviarlos a una computadora.

### *10.2.3 Diseño del subsistema de Recepción*

La implementación del subsistema de recepción debe contar con un módulo constituido por un dispositivo que permita la comunicación inalámbrica con los módulos articulares, y un dispositivo que permita gestionar los datos para su posterior manejo en un equipo de operación.

### **Dispositivo de comunicación inalámbrica del módulo de recepción**

Para el desarrollo del diseño de dispositivo de transmisión se debe en primera instancia establecer los parámetros de transmisión Tx de datos en el receptor serial Rx del dispositivo:

$$\text{Paquete de datos: Bit de inicio} + \text{Bits de datos} + \text{Bit de paridad} = 10 \text{ bits}$$

$$\text{Velocidad de transmisión: } 9600 \text{ BAUD} = 9600 \text{ bits/s} = 960 \text{ bytes/s}$$

Puesto que la trama contempla un bit de parada, la trama de bits total es:

$$\text{Trama} = \text{Paquete de datos} + \text{Bit de parada} = 11 \text{ bits}$$

$$\begin{aligned} \text{Transferencia serial} &= (9600 \text{ bits/s}) / 11 \text{ bits} = 872,72 \text{ bits/s} \\ &= 872,72 \text{ Caracteres/s} \end{aligned}$$

Considerando que el funcionamiento estándar de las antenas Rf es isotrópico se define que la potencia recibida está dada por la siguiente expresión:

$$Pr = \frac{Pt}{4\pi d^2} \left( \frac{\lambda^2}{4\pi} \right)$$

$$Pr = \text{Potencia recibida (W)}$$

$$d = \text{distancia (m)}$$

$$Pt = \text{Potencia transmitida (W)}$$

$$\lambda = \text{Longitud de onda (m)}$$

Teniendo en cuenta lo anterior se procederá a despejar los valores con respecto a magnitudes definidas por el mercado:

$$Pt = 4 \text{ dbm} = 0.00251 \text{ W}$$

$$d = 5 \text{ m (requerimiento)}$$

$$\lambda = c/f = 3 \times 10^8 / 2,5 \text{GHz} = 0,12 \text{ m}$$
$$Pr = \frac{0.00251 \text{ W}}{4\pi * 5\text{m}^2} \left( \frac{0,12\text{m}^2}{4\pi} \right) = 9,1622 \text{ nW}$$
$$Pr (\text{dbm}) = 10 \text{Log}(9,1622 \text{ nW}) = -80,37 \text{ dbm}$$

De acuerdo con lo anterior se define que el receptor debe tener una sensibilidad en potencia de -80,37 dbm para realizar una comunicación exitosa a 5 metros.

De acuerdo con los procedimientos expuestos, se define que cada dispositivo de transmisión debe soportar una velocidad de recepción serial Rx y transmisión RF mínima de 9600 bits/s, además de una potencia de transmisión de al menos "4 dbm" (teniendo como referencia las potencias de salida RF de los dispositivos existentes en el mercado).

Además, se debe contar con un receptor RF que tenga una sensibilidad mínima de **80,37dbm** a una distancia de **5m** para la puesta en operación del sistema.

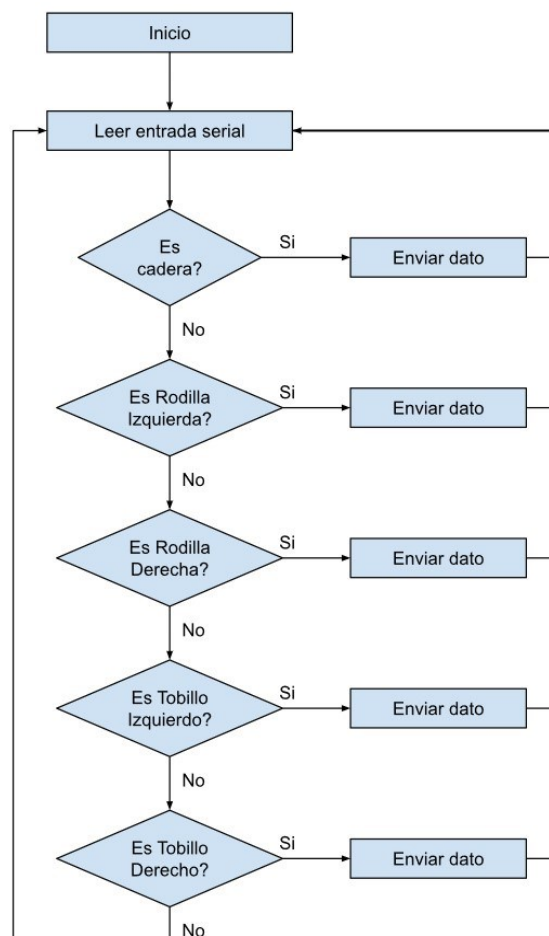
Debido a la complejidad y precisión en la infraestructura de los dispositivos de transmisión y recepción inalámbrica, se optó por un dispositivo comercial especializado en dicho medio ya que cuentan con menores pérdidas y con radios de propagación estables. Las tecnologías que se han tomado en cuenta para la implementación del subsistema de Comunicación son el RF y el Bluetooth.

### **Unidad central de procesamiento del módulo de recepción**

El módulo de recepción debe estar constituido de un dispositivo que permita leer y demultiplexar la secuencia de datos entramados en el tiempo (TDM). Este debe leer cada paquete de datos y discriminarlos por articulación haciendo uso de un preámbulo definido desde el módulo articular y el algoritmo propio del receptor.

Para la comunicación serial entre los módulos articulares y el módulo de recepción global del subsistema, se planteó un algoritmo que se encargará de leer todos los datos provenientes del canal inalámbrico, dividirlos por articulación y enviarlos por comunicación serial al siguiente subsistema esto se puede observar en la figura 30.

Teniendo en cuenta lo anterior, el módulo de recepción solo cumplirá el rol de recepción de datos, dado a que el módulo maestro deberá estar implementado en el módulo de la cadera.





*Figura 30. Diagrama de flujo del dispositivo comunicador, entre el receptor inalámbrico y la computadora.*

En el proceso de selección del presente subsistema, se contemplaron dos dispositivos de interés, por un lado, los dispositivos orientados a la comunicación inalámbrica y el dispositivo controlador.

Para la parte del dispositivo encargado de permitir la comunicación con los módulos articulares se tuvieron en cuenta las siguientes alternativas de componentes que se pueden observar en la tabla 21 a continuación:

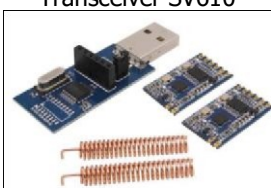


*Tabla 21. Alternativa de componentes – Unidad central de procesamiento del módulo de recepción.*

Tarjeta de desarrollo			
Características	Componentes		
	Arduino nano V3 	Tiva™ C Series TM4C123GH6PM 	Raspberry Pi 3 Model B+ 
El subsistema debe poder comunicarse seriamente por pines y USB.	Un puerto serie disponible en los pines digitales 0 (RX) y 1 (TX) compartido con USB.	Dos puertos serie disponibles (RX) y (TX) compartido con USB.	Un puerto serie disponible en los pines digitales 8 (TX) y 10 (RX).
Precio	20.000 \$ (COP)	55.620 \$ (COP)	325.000 \$ (COP)
Proveedor	Vistronica	Vistronica	Linio

En el presente subsistema se seleccionó el Arduino nano como dispositivo electrónico encargado de transmitir los datos recibidos inalámbricamente a la computadora del operador, esa selección está fundamentada dado a que, por facilidad de montaje y compatibilidad, la opción más apropiada para la puesta en operación del sistema es hacer uso del mismo dispositivo utilizado en los módulos articulares. Además de lo anterior, la Tiva y la Raspberry disponen de prestaciones no necesarias para el alcance del producto y por lo tanto no fueron tomados en cuenta. En la tabla 22 a continuación

se observan las alternativas que se tomaron para la elección del dispositivo de comunicación inalámbrica.

*Tabla 22. Alternativa de componentes – Dispositivo de comunicación inalámbrica del módulo de recepción.*

Dispositivo de comunicación inalámbrica			
Características	Componentes		
	Transceiver SV610 	NRF24L01 	BLUETOOTH HC-05 
El subsistema debe poder transmitir y recibir información inalámbricamente.	Comunicación inalámbrica por módulos RF.	Comunicación inalámbrica por módulos RF.	Comunicación inalámbrica Bluetooth.
El subsistema debe operar a una distancia superior o igual a 5 metros.	1400 metros	1000 metros	10 metros
Precio	72.000\$ (COP)	14.000\$ (COP)	14.000\$ (COP)
Proveedor	AliExpress	Dualtronica	Ferretronica

En el caso del dispositivo que compete a la comunicación inalámbrica, se seleccionó el dispositivo NRF24L01. Dicho dispositivo es la misma referencia escogida que el subsistema anterior, esto fue seleccionado con el fin de enfatizar compatibilidad y operación a una única frecuencia de comunicación. Debido a que el módulo puede ser configurado como transmisor o receptor, en el módulo de recepción presentara el rol opuesto a los módulos articulares.

El dispositivo presenta una sensibilidad de recepción mejor a la diseñada, una distancia máxima de trabajo de 1Km, potencia de transmisión variable y una sensibilidad de recepción mínima de -94 dbm.

#### 10.2.4 Diagrama esquemático de subsistema de Recepción

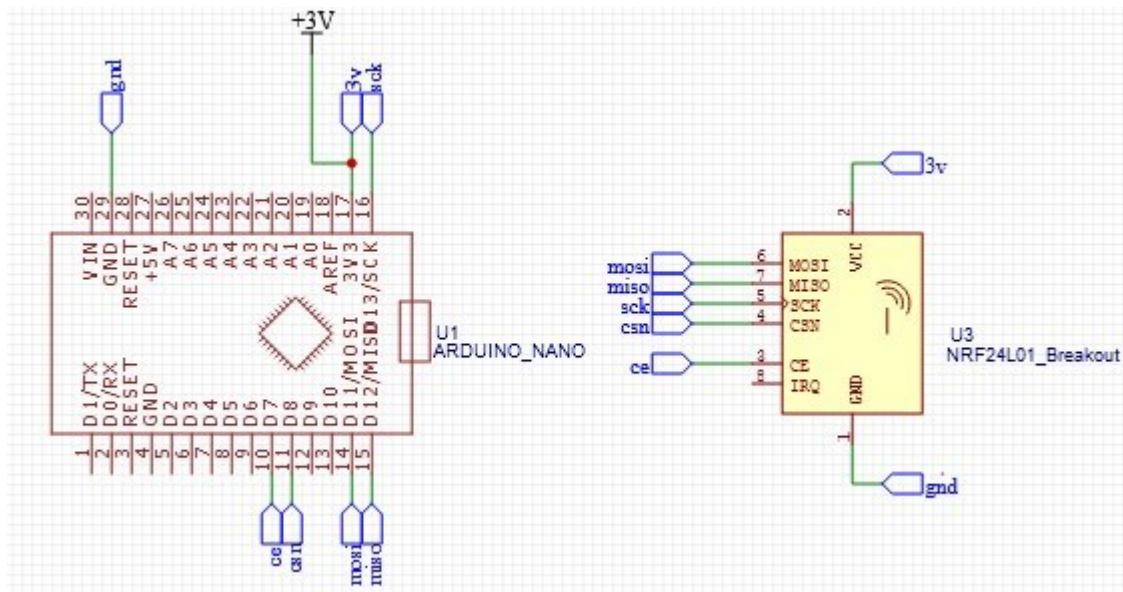


Figura 31. Esquemático del módulo de Recepción

El esquemático del subsistema de recepción que se observa en la figura 31 consta de un único módulo el cual tendrá la función de recibir inalámbricamente la información de los cinco módulos articulares por medio de tramas o paquetes, segmentarlas, guardarlos y enviarlos por USB a la computadora donde se realizarán los procesos necesarios para la visualización del operario. Debido a que el módulo de recepción se encuentra conectado directamente con otro dispositivo, este no requiere de alimentación portátil como si es el caso de los módulos articulares.

#### 10.2.5 Simulación del subsistema de Recepción

No existe un software que permita realizar la simulación de este subsistema, por ende, no aplica.

### *10.2.6 Plan de pruebas del subsistema de Recepción*

#### **Objetivo de la prueba**

El módulo que conforma el subsistema de recepción debe recibir y enviar los datos capturados por el subsistema de captura para ser visualizados en un computador.

#### **Materiales**

- 1 multímetro.
- 1 metro.
- 1 circuito de prueba RT (anexo 23.7).
- 1 computador.
- 1 cable micro USB a USB.

#### **Metodología de trabajo**

- Seleccionar cada módulo articular e implementar el algoritmo del Anexo 23.6.
- Con un multímetro, seleccionar con la perilla la opción de medición de voltaje
- Ubicar la punta de referencia en tierra y la punta de medición (rojo) en la entrada de voltaje del NRF24L01 ubicado en el módulo receptor. Anotar voltaje medido.
- Haciendo uso de un metro u otro instrumento de medición longitudinal, definir una distancia de 5 metros o más entre los módulos articulares y el módulo receptor.
- Ubicar los módulos a una distancia igual o mayor de 5 metros del receptor.
- Ubicar un obstáculo en medio de los modulo articulares y el receptor.
- Alimentar el módulo articulares.
- Abrir el puerto serial para visualizar los datos recibidos en el módulo receptor.



- Verificar que los datos enviados por los módulos articulares sean recibidos por el módulo receptor. Se debe poder observar en el monitor serial la secuencia de 2, 3 y 4 y sus productos con 1, 10, 100, 1000 y 10000 correspondiente a cada módulo simulado.

## Tabla de datos

*Tabla 23. Datos comprobados cuantitativos del subsistema de recepción*

Tareas a realizar	Valor Teórico o Enviado	Valor Simulado	Valor Medido o Recibido	Error Porcentual
Voltaje de alimentación de la antena de transmisión del módulo de recepción.	3,3V	N/A		
Datos enviados inalámbricamente por el circuito de prueba RT con obstáculo en medio.	2, 3, 4	N/A		
	20, 30, 40	N/A		
	200, 300, 400	N/A		
	2000, 3000, 4000	N/A		
	20000, 30000, 40000	N/A		
Distancia medida.	≥5 metros	N/A		

### 10.3 Subsistema de Interfaz Grafica

#### 10.3.1 Requerimientos de subsistemas

#### Funcionales

1. El sistema debe medir el tiempo (segundos) transcurrido durante la prueba.
2. El sistema debe mostrar gráficas de grados vs tiempo (grados en el eje "Y" y tiempo en el eje "X") de las rodillas, tobillos y cadera.
3. El sistema debe comparar la posición máxima, mínima y media capturada de un voluntario con respecto a una referencia.

### De calidad

4. El sistema debe medir tiempo (segundos) con una tolerancia de error máxima del 5% ( $2 * 5\% = +/- 0,1s$ ).

### Restrictivos

5. El sistema debe ser operado por software.
6. El periodo de análisis del sistema debe operar por mínimo 2 segundos.

#### 10.3.2 Funciones, entradas y salidas subsistema de Interfaz Gráfica

En la Figura 32 se presenta el diagrama de bloques del subsistema de Interfaz Gráfica con su entrada y salida, las cuales se describen en la Tabla 24.

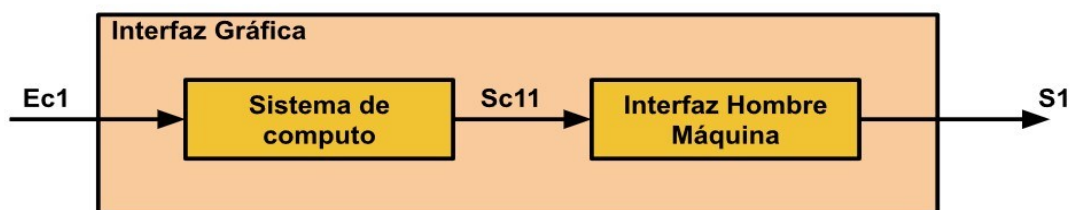


Figura 32. Diagrama de bloques del subsistema de Interfaz Gráfica.

Tabla 24. Entradas y salidas del subsistema de Interfaz Gráfica.

Bloque	Entradas	Salidas
Sistema de computo	<b>Ec1:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo normalizadas en magnitudes eléctricas en un medio alámbrico.	<b>Sc11:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo en magnitudes discretas de tipo entero.
Interfaz Hombre Maquina	<b>Ec11:</b> Posición de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo en magnitudes discretas de tipo entero.	<b>S1:</b> Gráficas de posición Vs Tiempo (Grados Vs segundo) de las rodillas, tobillos y cadera durante el ciclo de marcha y en los tres planos cartesianos.

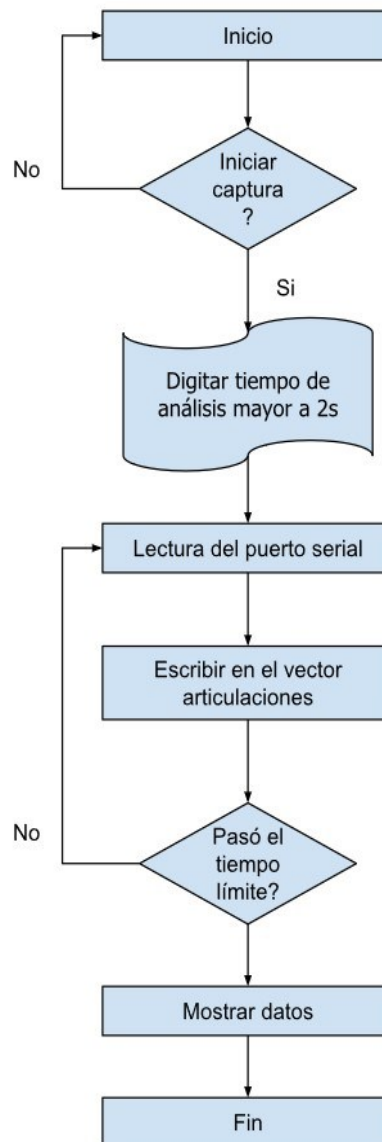
El subsistema de Interfaz Gráfica debe recibir los datos normalizados capturados desde el subsistema de Captura y escalarlos a magnitudes enteras para mayor facilidad de lectura por el operario, este se debe llevar a cabo en una computadora y los valores serán la base para la totalidad de información a entregar en la salida.

El subsistema de interfaz gráfica debe mostrar de manera clara las gráficas construidas con las medidas antropométricas durante el ciclo de marcha en los tres ejes cartesianos. Este además deberá dar la opción de mostrar una gráfica de referencia de un sujeto de prueba sano para comparar los datos obtenidos con los de un patrón.

### *10.3.3 Diseño del subsistema de Interfaz Grafica*

El subsistema operará en gran medida por un computador, por lo tanto, el rol con mayor relevancia de este será el entorno de programación en donde el algoritmo se llevará a cabo.

El diagrama de flujo de la función que llevara a cabo el subsistema es:

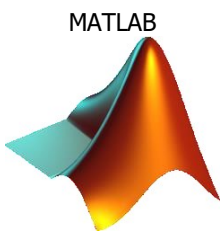
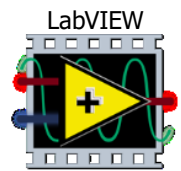



*Figura 33. Diagrama de flujo del algoritmo de recepción y escalado de la Interfaz Gráfica.*

Para el diseño del subsistema de Interfaz Gráfica se plantearon tres alternativas distintas de software, las cuales se pueden observar en la Tabla 25.

Se realizó una comparación entre diferentes softwares para la recepción de datos. Esto con el fin de escoger la mejor alternativa para el proyecto, teniendo en cuenta los parámetros de los requerimientos del subsistema.

Tabla 25. Alternativa de componentes – Sistema de procesamiento.

Software			
Requerimientos	Software		
		 <b>LabVIEW</b>	
El subsistema debe tener una interfaz gráfica.	La interfaz gráfica de Matlab cuenta con botones, gráficos, controles, deslizantes, etc.	La interfaz gráfica de LabVIEW cuenta con controles de clic-y-arrastre, gráficas y herramientas de visualización en 3D.	La interfaz gráfica de Processing cuenta con herramientas de visualización en 3D y controles para la creación de entornos gráficos.
El subsistema debe realizar operaciones algebraicas por medio de un algoritmo.	Permite la realización de procedimientos algebraicos y gráficos.	Permite la realización de procedimientos algebraicos y gráficos	Permite la realización de procedimientos gráficos
Costo de licencia	Licencia anual: 101.653\$ (COP)	Licencia anual: 40.000\$ (COP)	Licencia anual: 25.360\$ (COP)

El entorno de programación escogido para el desarrollo y puesta en operación del presente subsistema es MATLAB, la razón de la elección de dicho sistema de cómputo es debido a la gran cantidad de opciones de operación que puede brindar. El área con mayor fortaleza que presenta MATLAB recae en la facilidad de operación de matrices, es necesario puntualizar dicho aspecto debido la necesidad de manipular una larga secuencia de datos en tres ejes distintos, MATLAB permite una mayor facilidad de procesamiento de datos y visualización de estos. Además de lo anteriormente mencionado, el lenguaje de programación de alto nivel que caracteriza el software permite una fácil manipulación del prototipo para futuros proyectos para el estudio de la marcha humana. Se tendrá en cuenta el entorno Processing para posibles ayudas en el entorno gráfico.

#### 10.3.4 Diagrama esquemático de subsistema de Interfaz Grafica

Para tener más clara la visualización del entorno gráfico, se diseñó la interfaz de la presentación de datos. En la siguiente imagen se puede observar cómo deberían verse las gráficas respectivas de las rodillas, tobillos y cadera en el entorno MATLAB. Las gráficas evidenciadas en la imagen cuentan con dos ejes; el eje "Y" que corresponde al rango de movimiento realizado por el voluntario en ángulos (grados) y el eje "X" que representa el tiempo transcurrido para la realización del ciclo de marcha (segundos).

En las gráficas podemos observar una curva (gris) que representa gráficamente los datos en grados vs tiempo de un eje (x, y o z) respecto a una curva (negra) que representa gráficamente la referencia ideal en ese eje, para la articulación que se esté mostrando.

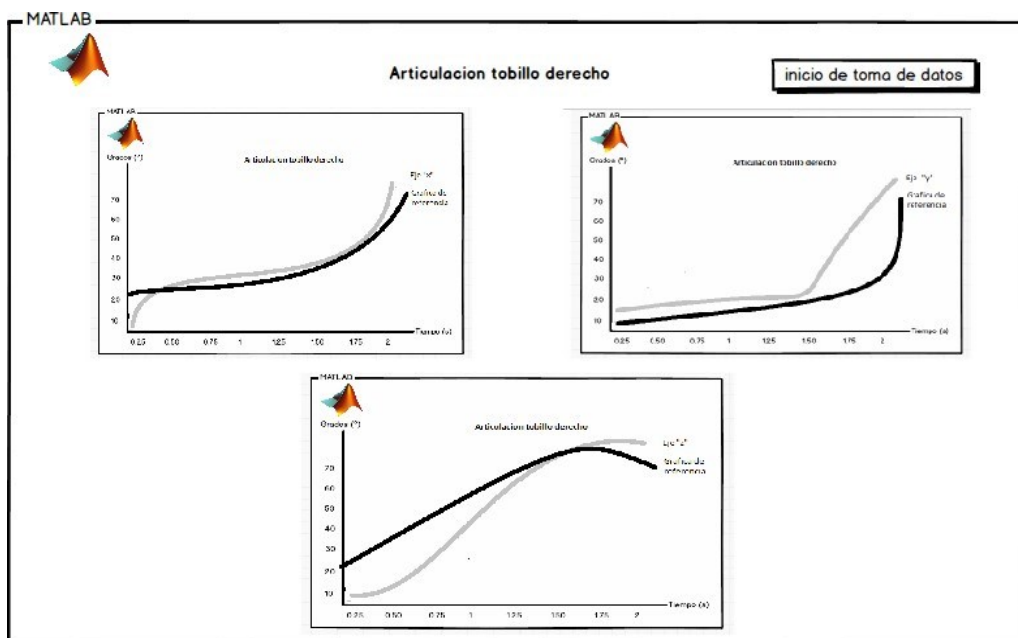


Figura 34. Interfaz gráfico articulación del tobillo derecho

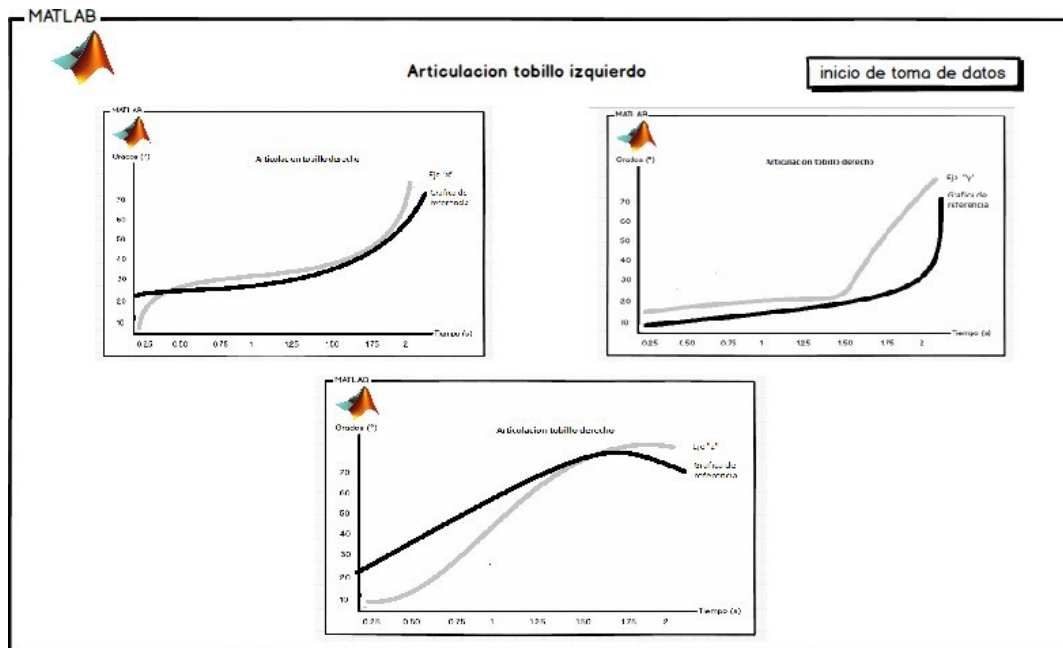


Figura 35. Interfaz gráfica articulación del tobillo izquierdo

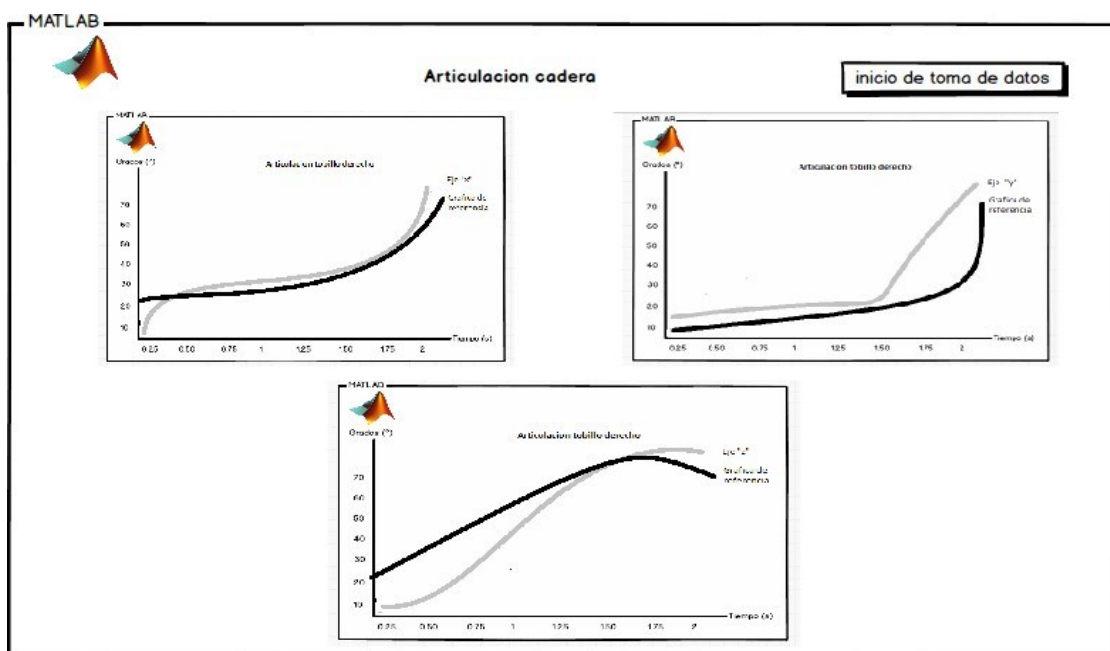


Figura 36. Interfaz gráfica articulación de la cadera

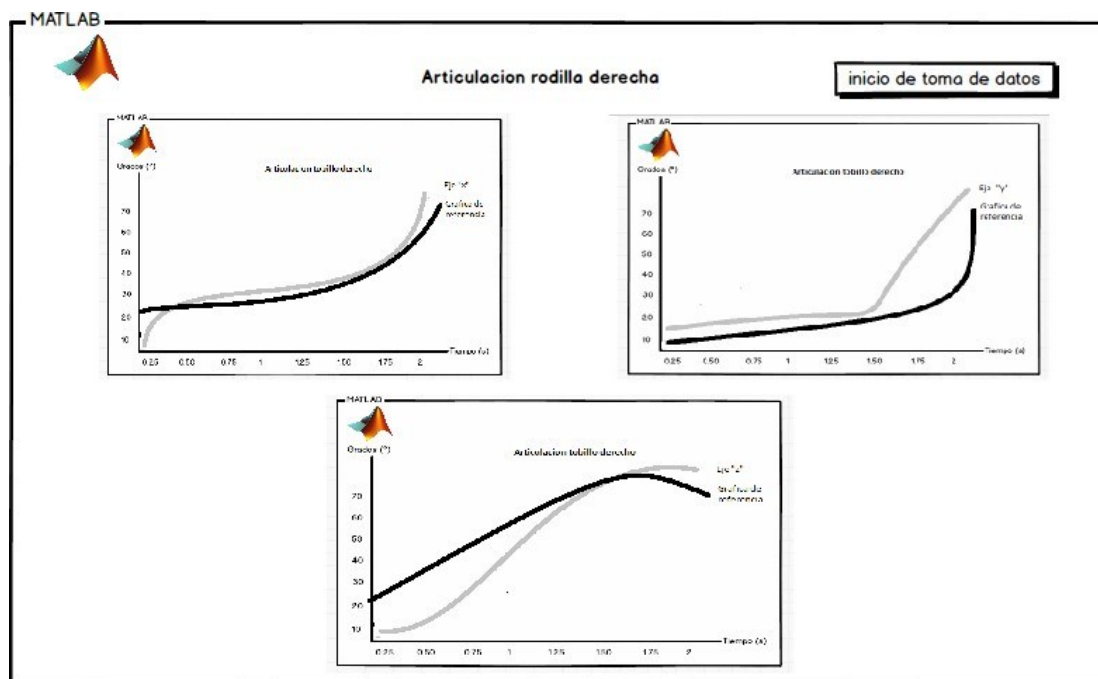


Figura 37. Interfaz gráfica articulación de la rodilla derecha

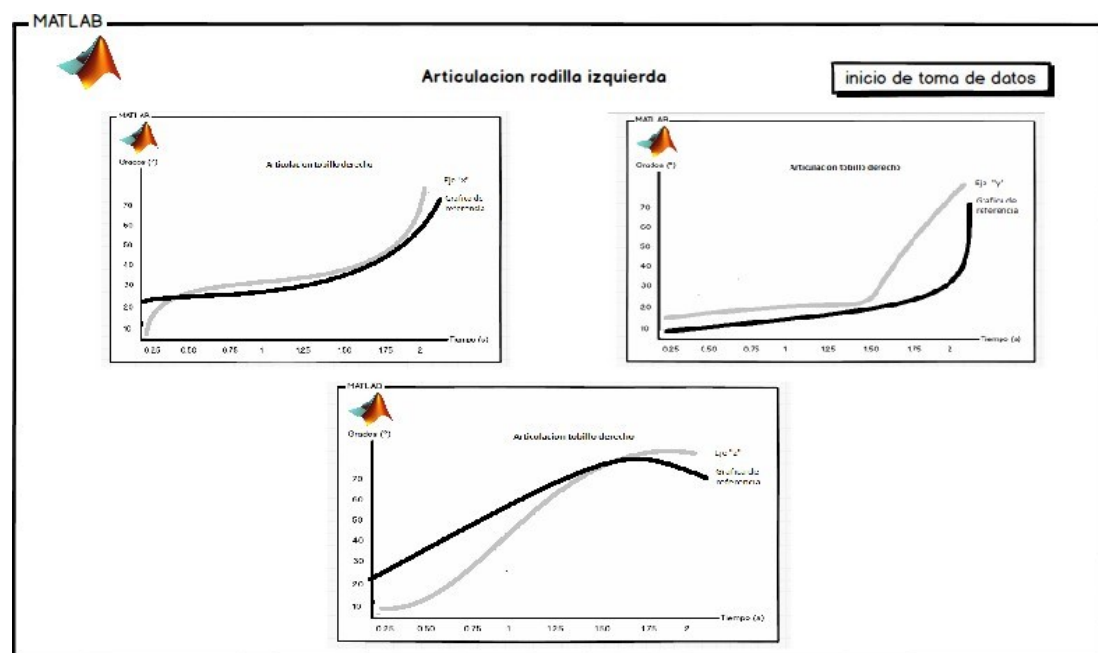


Figura 38. Interfaz gráfica articulación de la rodilla izquierda.



#### *10.3.5 Simulación del subsistema de Interfaz Grafica*

No existe un software que permita realizar la simulación de este subsistema, por ende, no aplica.

#### *10.3.6 Plan de pruebas del subsistema de Interfaz grafica*

##### **Objetivo de la prueba**

El subsistema debe recibir datos por un puerto serial y graficarlos de una manera amigable para el usuario.

##### **Materiales**

- 1 computador.
- 1 software Matlab.
- 1 Arduino.
- Cable micro USB a USB.

##### **Metodología de trabajo**

- Conectar el Arduino al computador e implementar el algoritmo del anexo 23.11.
- Abrir el software Matlab y ejecutar el algoritmo de interfaz gráfica (anexo 23.8).
- Seleccionar con el puntero y hacer clic en "Iniciar Ciclo".
- Esperar el tiempo de captura y posteriormente con el puntero hacer clic en los botones "Cadera", "Rodilla Izquierda", "Rodilla Derecha", "Tobillo Izquierdo" y "Tobillo Derecho".

- Verificar que las gráficas correspondan a una transición cíclica de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$ .
- Abrir el algoritmo (Anexo 23.11) en el software Matlab y ejecutar en un script diferente.
- En la interfaz gráfica, con el puntero hacer clic en "Analizar con Referencia".
- Verificar que la diferencia entre el valor máximo, mínimo y promedio sean coherentes de acuerdo con los ejemplos.
- Medir el tiempo transcurrido en una sesión de análisis.

## Tabla de datos

Tabla 26. Datos comprobados cuantitativos del subsistema de Interfaz Grafica

Tareas a realizar	Botón o función	Valor enviado	Valor Simulado	Valor Graficado	Error Porcentual
Datos enviados.	Cadera	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Rodilla Izq	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Rodilla Der	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Tobillo Izq	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Tobillo Der	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
Comparación de la gráfica capturada con respecto a la gráfica de referencia	Función Seno Vs función Seno	$\Delta\text{Max}=0$ $\Delta\text{Min}=0$ $\Delta\text{Promedio}=0$	N/A		
	Función Seno Vs función Coseno	$\Delta\text{Max}=0$ $\Delta\text{Min}=0$ $\Delta\text{Promedio}=0$	N/A		
	Función Seno Vs función 2*Coseno	$\Delta\text{Max}=1$ $\Delta\text{Min}=1$ $\Delta\text{Promedio}=0,588$	N/A		
Tiempo transcurrido en una sesión de análisis.	N/A	2 segundos	N/A		

#### *10.4 Subsistema de Alimentación*

##### *10.4.1 Requerimientos de subsistemas*

###### **Funcionales**

1. El sistema debe disponer de una autonomía operativa equivalente a una sesión de práctica de laboratorio de 2h.

###### **De calidad**

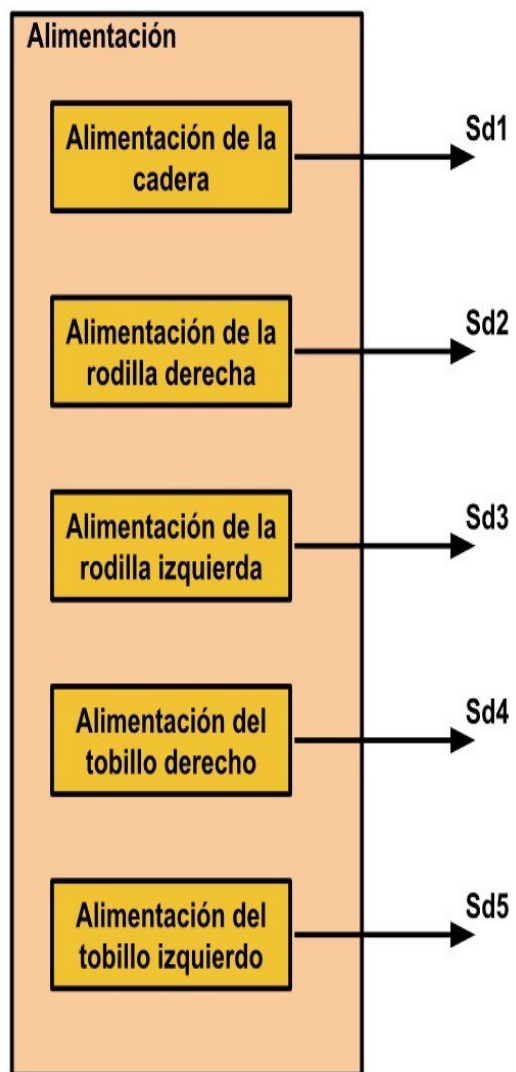
2. El sistema debe tener una autonomía de mínimo equivalente al 10% del tiempo de clase estándar ( $2h * 10\% = 20min$ ).

###### **Restrictivos**

3. El sistema debe ser alimentado con baterías.
4. El sistema debe poder ser recargado.

##### *10.4.2 Funciones, entradas y salidas subsistema de alimentación*

En la Figura 39 se presenta el diagrama de bloques del subsistema de Alimentación con sus salidas, las cuales se describen en la Tabla 27.



*Figura 39. Diagrama de bloques del subsistema de Alimentación.*

*Tabla 27. Entradas y salidas del subsistema de Alimentación*

<b>Bloque</b>	<b>Entradas</b>	<b>Salidas</b>
Alimentación de la cadera	N/A	<b>Sd1:</b> Voltaje y corriente necesaria para la puesta en operación del módulo.
Alimentación de la rodilla derecha	N/A	<b>Sd2:</b> Voltaje y corriente necesaria para la puesta en operación del módulo.
Alimentación de la rodilla izquierda	N/A	<b>Sd3:</b> Voltaje y corriente necesaria para la puesta en operación del módulo.
Alimentación del tobillo derecho	N/A	<b>Sd4:</b> Voltaje y corriente necesaria para la puesta en operación del módulo.
Alimentación de tobillo izquierdo	N/A	<b>Sd5:</b> Voltaje y corriente necesaria para la puesta en operación del módulo.

El subsistema debe estar conformado por cinco (5) fuentes de alimentación distribuidos por cada módulo articular, dichos componentes deben alimentar cada uno de estos mediante una fuente de alimentación portátil, por lo que deben proveer de la suficiente autonomía para que cada módulo.

#### *10.4.3 Diseño del subsistema de alimentación*

Para el diseño de la fuente de alimentación, primero hay que contemplar el consumo del módulo que debe utilizar para la recarga de este. Debido a que los dispositivos seleccionados en subsistemas anteriores presentan internamente etapas de filtrado y regulación, se omitirá durante el proceso de selección dicho aspecto.

Para el presente proyecto se seleccionó el módulo TP4056 debido a que permite la posibilidad de cargar la fuente de alimentación por medio de un puerto micro USB y permite un filtrado a la salida de este (aspecto adicional del dispositivo). Teniendo en cuenta dicho dispositivo, si es posible calcular el consumo total de cada módulo ubicado en cada articulación.

A continuación, se expondrán las corrientes máximas y voltajes necesarios para la puesta en operación para cada dispositivo de cada subsistema, con base a eso, se determinará que fuente de alimentación portátil más idónea para el proyecto.

- MPU6050

*Corriente máxima cuando: Acelerometro + Giroscopio + DMP = 3,9mA*

*Rango de voltaje de operacion: 2.375V – 3.46V*

- TP4056

*Corriente máxima de carga: 500 mA*

*Corriente de propagación: 1,05A*

*Rango de voltaje de operación: 4v – 8v*

- ARDUINO NANO 3V

*Sumatoria de corriente máxima (entradas y salidas): 200 mA*

*Voltaje máximo: 12V*

- NRF24L01

*Consumo de corriente máximo:  $CRx + CT = 115\text{ mA} + 13,5\text{ mA} = 128,5\text{ mA}$*

*Voltaje: 1,9V – 3,6V*

De acuerdo con la información anterior extraída de las especificaciones dadas por los fabricantes de cada dispositivo, se terminó que:


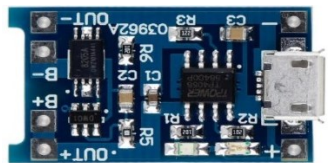
*Corriente total por modulo:  $3,9\text{ mA} + 200\text{ mA} + 128,5\text{ mA} = 332,4\text{ mA}$*

Debido a que el dispositivo es un prototipo funcional de laboratorio, este deberá estar operativo por un periodo de tiempo mínimo de 2 h que corresponde a una clase estándar en la Universidad El Bosque.

*Capacidad de corriente de la batería:*  $332,4 \text{ mA} * 2 \text{ h} = 664,8 \text{ mAh}$

Debido a que el Arduino nano dispone dentro de su arquitectura dispositivos de regulación, se optara por una batería con un voltaje que supla las condiciones de uso del Arduino nano y el requerimiento de diseño de consumo de corriente.

*Tabla 28. Alternativa de componentes de Alimentación.*

Características	Componentes	
	IMR 18650	TP4056
		
Voltajes	Voltaje nominal c/u (V): 3.6V-3.7V	Voltaje de recarga: 4.5 V a 5.5 V.
	Voltaje en serie: 7.4V	
Corriente	Capacidad (AH): 3100MAH	Corriente máxima de salida: 1A.
Características especiales	N/A	Indicador LED: Rojo (carga en curso), Verde o Azul (carga finalizada).
		Interfaz de entrada: Mini USB
		Tensión de salida: 4.2 V

#### 10.4.4 Diagrama esquemático de subsistema de Alimentación

En la Figura 40 se puede observar el esquemático del subsistema de alimentación, este está constituido por una batería, el módulo TP4056 y un switch que habilita o deshabilita el suministro de alimentación a la carga. El esquemático diseñado es el mismo para cada módulo articular, por lo que debe haber un en cada módulo para alimentar los sub-subsistemas del subsistema de Captura.



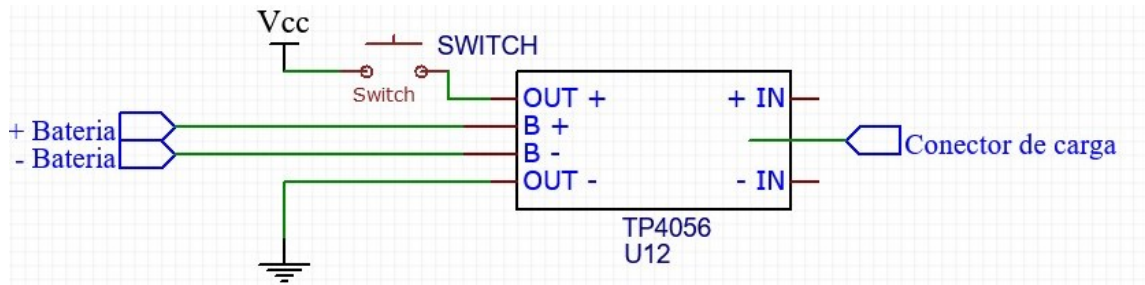


Figura 40. Esquemático del dispositivo de alimentación.

#### 10.4.5 Simulación del subsistema de Alimentación

#### 10.4.6 Plan de pruebas del subsistema Alimentación

##### Objetivo de la prueba

Cada alimentación debe proveer la suficiente potencia a los módulos designados de manera idónea, se observará el consumo de corriente de salida y el voltaje suministrado.

##### Materiales

- 1 multímetro.
- 1 cronometro.

##### Metodología de trabajo

- Verificar que la alimentación suministrada a cada subsistema tenga una autonomía de mínimo una hora.
- Verificar que la corriente y el voltaje suministrado a cada subsistema sea el requerido.

## Tabla de datos

*Tabla 29. Datos comprobados cuantitativos del subsistema de Alimentación.*

Tareas a realizar	Modulo	Valor teórico	Valor simulado	Valor medido	Error porcentual
Autonomía de cada subsistema debe ser de mínimo una hora.	Cadera	2 hora	N/A		
	Rodilla Izq	2 hora	N/A		
	Rodilla Der	2 hora	N/A		
	Tobillo Izq	2 hora	N/A		
	Tobillo Der	2 hora	N/A		
Voltaje	Cadera	5 v	N/A		
	Rodilla Izq	5 v	N/A		
	Rodilla Der	5v	N/A		
	Tobillo Izq	5v	N/A		
	Tobillo Der	5v	N/A		
Corriente	Cadera	332 mA	N/A		
	Rodilla Izq	332 mA	N/A		
	Rodilla Der	332 mA	N/A		
	Tobillo Izq	332 mA	N/A		
	Tobillo Der	332 mA	N/A		

### 10.5 Esquemáticos del sistema

El sistema esté constituido por cinco módulos articulares ubicados en las rodillas, tobillos y cadera cada uno, un módulo receptor y la interfaz gráfica operativa en un computador. Los módulos articulares están diseñados para realizar una comunicación TDM (Multiplexación por División de Tiempo) en una configuración maestro – esclavo, gestionados desde un dispositivo independiente ubicado en el modelo de la cadera.

Las tramas o paquetes transmitidos desde los módulos contendrán un preámbulo que denotara la identidad del módulo, y el receptor asignara los datos según la articulación correspondiente.

Una vez los datos sean recibidos en el computador, se desarrollarán las funciones designadas a la interfaz gráfica por medio de software Matlab.

En la Figura 41, Figura 42, Figura 43, Figura 44, Figura 45 y Figura 46 presenta los esquemáticos de cada módulo articular diseñado, los cuales también son ilustrados en su totalidad en la Figura 47.

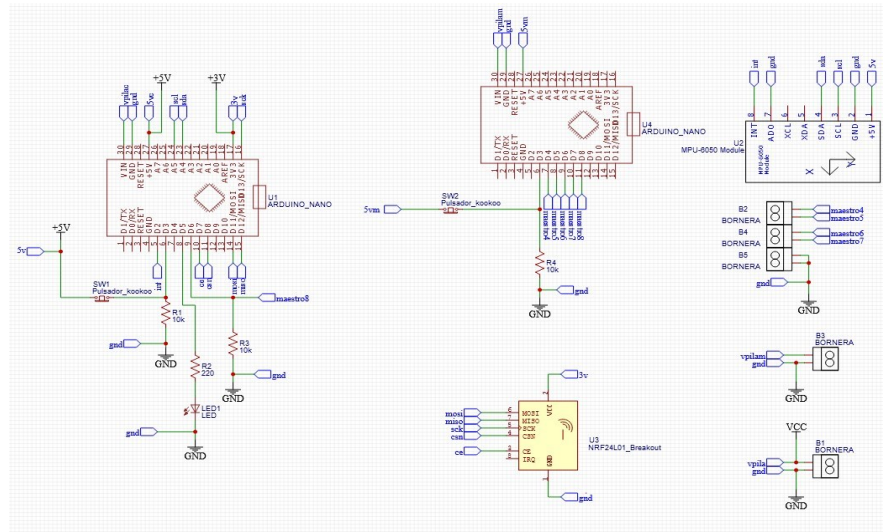


Figura 41. Esquemático del módulo de la cadera.

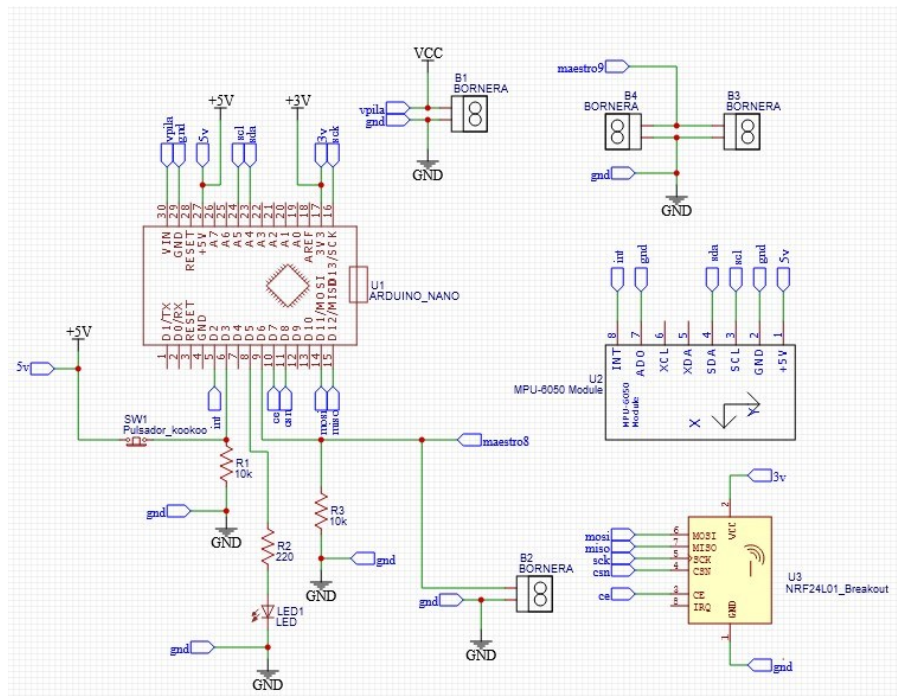


Figura 42. Esquemático del módulo de la rodilla izquierda.

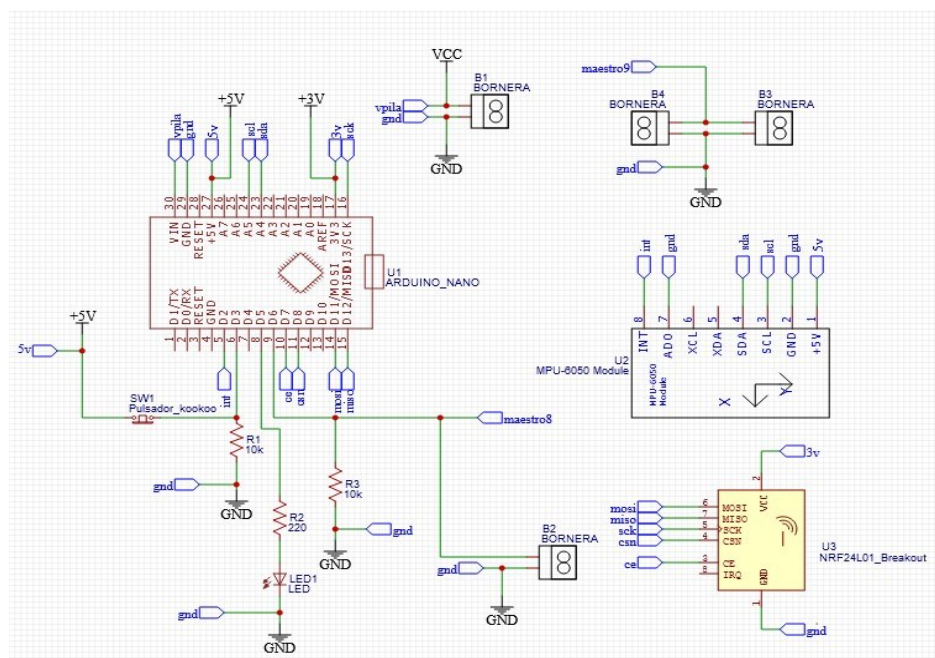


Figura 43. Esquemático del módulo de la rodilla derecha.

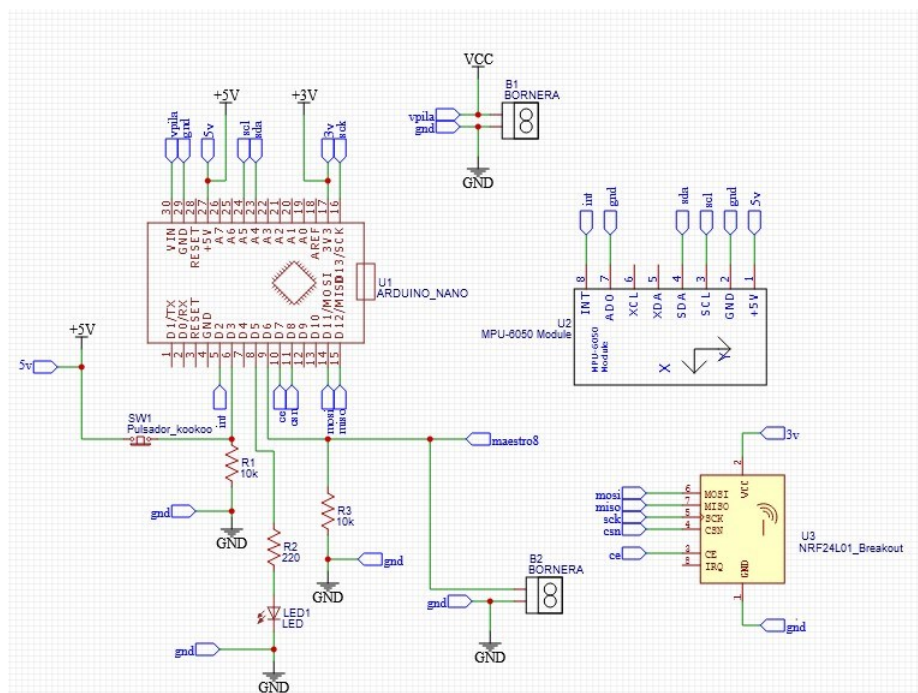


Figura 44. Esquemático del módulo del tobillo izquierdo.

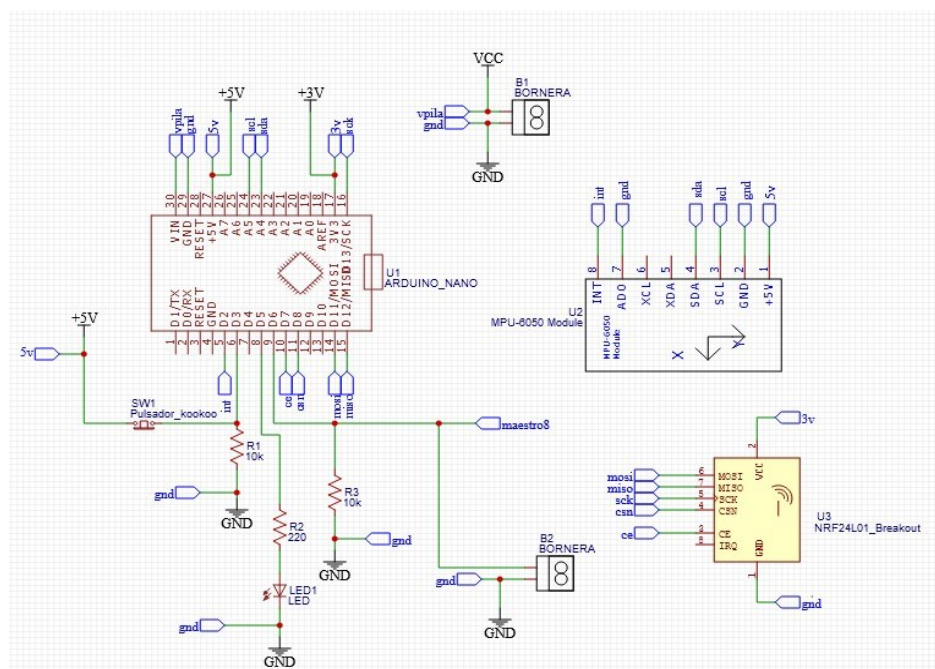


Figura 45. Esquemático del módulo del tobillo derecho

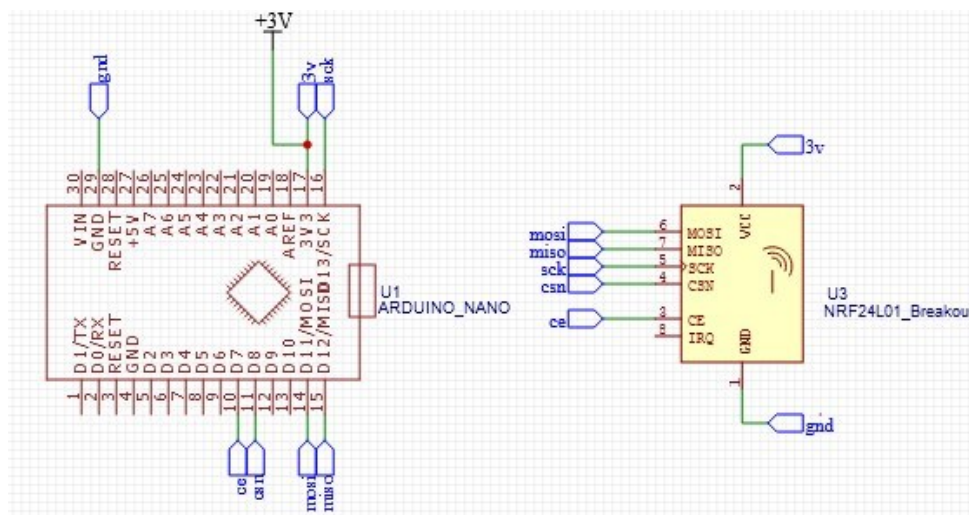


Figura 46. Esquema del subsistema de recepción

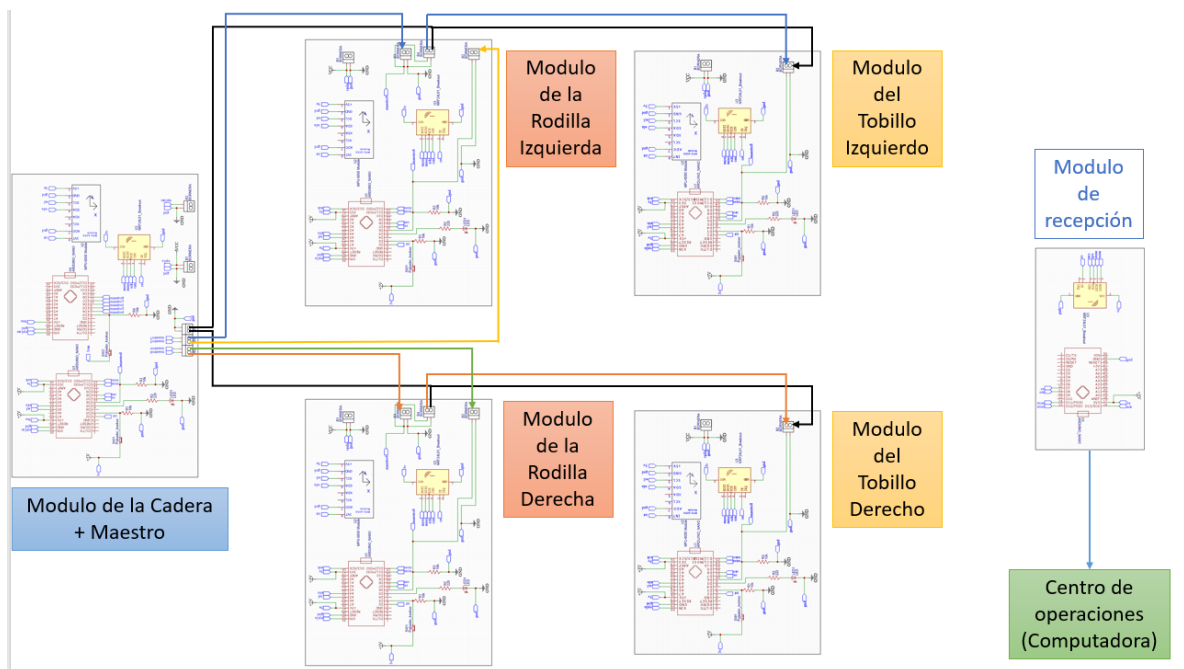


Figura 47. Esquema del sistema

## 10.6 Simulación del sistema

No existe un software que permita realizar la simulación de este subsistema, por ende, no aplica.

# 11. PLAN DE PRUEBAS DEL SISTEMA

## 11.1 Plan de pruebas de componentes

### 11.1.1 MPU 6050

#### Objetivo de la prueba

Comprobar la integridad del componente y las salidas del MPU 6050.



## **Materiales**

- 1 multímetro.
- 1 conector micro USB a USB.
- 1 Arduino NANO.
- 1 computador.

## **Metodología de trabajo**

- Medir el voltaje de alimentación del MPU6050.
- Realizar las conexiones de alimentación del MPU 6050 por los pines regulados del Arduino de VCC - 5v y GND.
- Conectar los pines de SCL y SDA del MPU 6050 a los pines seriales del Arduino A1 y A2.
- Cargar el algoritmo que se encuentra en el anexo 23.10 para determinar que el componente funciona.
- Abrir el puerto serial de Arduino.
- Mover el sensor y verificar que la posición normalizada (-1 a 1) en el puerto serial corresponda a la posición actual del módulo MPU6050.

## Tabla de datos

Tabla 30. Datos comprobados MPU 6050

Tareas a realizar	MPU 6050	Valor Teórico	Valor Simulado	Valor Medido	Error Porcentual
Voltaje de alimentación	Módulo 1	5 v	N/A		
	Módulo 2	5 v	N/A		
	Módulo 3	5 v	N/A		
	Módulo 4	5 v	N/A		
	Módulo 5	5 v	N/A		
Medición de posición normalizado de los módulos	Módulo 1	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A		
	Módulo 2	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A		
	Módulo 3	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A		
	Módulo 4	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A		
	Módulo 5	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A		

### 11.1.2 Arduino NANO

#### Objetivo de la prueba

Comprobar entradas/salidas digitales y análogas del Arduino NANO.

#### Materiales

- 1 osciloscopio.
- 1 Fuente.
- 1 potenciómetro.
- 1 led y 1 resistencia 220Ω.



## Metodología de trabajo

- Medir el voltaje de alimentación del Arduino NANO.
- Subir el código del anexo 23.9 al Arduino NANO.
- Medir el voltaje de salida de los pines digitales del Arduino NANO.
- Promediar los voltajes de salida de los pines digitales del Arduino NANO.
- Repetir el proceso con todos los Arduino NANO.

## Tabla de datos

*Tabla 31. Datos comprobados Arduino NANO*

Tareas a realizar	Arduino nano	Valor Teórico	Valor Simulado	Valor Medido	Error Porcentual
Voltaje de alimentación	Arduino 1	5 v	N/A		
	Arduino 2	5 v	N/A		
	Arduino 3	5 v	N/A		
	Arduino 4	5 v	N/A		
	Arduino 5	5 v	N/A		
	Arduino 6	5 v	N/A		
	Arduino 7	5 v	N/A		
Voltaje promedio de salida de los pines digitales	Arduino 1	5 v	N/A		
	Arduino 2	5 v	N/A		
	Arduino 3	5 v	N/A		
	Arduino 4	5 v	N/A		
	Arduino 5	5 v	N/A		
	Arduino 6	5 v	N/A		
	Arduino 7	5 v	N/A		

### 11.1.3 NRF24L01

## Objetivo de la prueba

Comprobar la transmisión de datos en un medio inalámbrico.

## Materiales

- 1 multímetro.
- 1 circuito de prueba RT (anexo 23.7).
- 1 computador.
- 1 Cable micro USB a USB.

### Metodología de trabajo

- Conectar los terminales de alimentación de los NRF24L01 a las salidas reguladas de 3,3V de un Arduino NANO.
- Verificar con un multímetro que las alimentaciones reguladas sean igual o menor a 3,3V.
- Conectar los terminales de comunicación a los pines 11, 12 y 13 del Arduino.
- Conectar al computador el circuito de prueba RT que trabaje a 2,5Hz e implementar el algoritmo del Anexo 23.6.
- Verificar que los datos enviados inalámbricamente desde el circuito de prueba RT, sean recibidos por el puerto serial del Arduino conectado al NRF24L01.

### Tabla de datos

*Tabla 32. Datos comprobados cuantitativos del NRF24L01*

Tareas a realizar	NRF24L01	Valor Teórico o Enviado	Valor Simulado	Valor Medido o Recibido	Error Porcentual
Voltaje de alimentación	1	3,3V	N/A		
	2	3,3V	N/A		
	3	3,3V	N/A		
	4	3,3V	N/A		
	5	3,3V	N/A		
Datos enviados inalámbricamente por el circuito de prueba RT.	1	2, 3, 4	N/A		
	2	20, 30, 40	N/A		
	3	200, 300, 400	N/A		
	4	2000, 3000, 4000	N/A		
	5	20000, 30000, 40000	N/A		

## *11.2 Plan de pruebas de subsistemas*

Debido a que estos planes de prueba se encuentran en el capítulo 10, se toma la decisión de no repetirlos.

## *11.3 Plan de pruebas de integración*

### *11.3.1 Captura y Recepción*

#### **Objetivo de la prueba**

Comprobar que los cinco módulos articulares envíen las capturas de movimiento de las articulaciones normalizadas, en los tres planos, y en una sola trama de datos a un receptor distante y en un medio inalámbrico.

#### **Materiales**

- 5 módulos articulares.
- 1 módulo de recepción.
- 1 computador.
- 1 Cable micro USB a USB.

#### **Metodología de trabajo**

- Se debe conectar el módulo receptor al computador.
- Se deben encender los módulos articulares.
- Se debe esperar que los módulos articulares terminen la fase de calibración.
- Tomar los módulos articulares y posicionarlos en 100 grados.
- Verificar que la posición normalizada (-1 a 1) en el puerto serial del receptor corresponda a la posición actual del módulo.

## Tabla de datos

*Tabla 33. Datos cuantitativos comprobados de los subsistemas de Captura y recepción*

Tareas a realizar	Modulo	Valor Teórico	Valor Simulado	Valor recibido	Error Porcentual
Posicionar los módulos en 90 grados en cada eje.	Cadera	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Rodilla Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Rodilla Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Tobillo Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		
	Tobillo Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A		

### 11.3.2 Captura, Recepción e Interfaz Gráfica

#### Objetivo de la prueba

Comprobar que los cinco módulos articulares envíen las capturas de movimiento de las articulaciones normalizadas, en los tres planos, y en una sola trama de datos a un receptor distante y en un medio inalámbrico. Además, que los datos escalen y se muestren en una interfaz amigable para el usuario final.

#### Materiales

- 5 módulos articulares
- 1 módulo de recepción
- 1 computador
- 1 cable micro USB a USB
- 1 software MATLAB.

## Metodología de trabajo

- Se debe conectar el módulo receptor al computador.
- Se deben encender los módulos articulares.
- Se debe esperar que los módulos articulares terminen la fase de calibración.
- Se debe abrir el software (MATLAB) donde se realizará el análisis de los datos y donde se encuentra la interfaz gráfica.
- Tomar los módulos articulares y ubicarlos en 90 grados por cada eje cada 5 segundos.
- Verificar las gráficas de los movimientos en la interfaz gráfica.

## Tabla de datos

*Tabla 34. Datos cuantitativos comprobados de los subsistemas de Captura, recepción e Interfaz grafica*

Tareas a realizar	Botón	Valor teórico	Valor Simulado	Valor Graficado	Error Porcentual
Datos enviados.	Cadera	X: 90	N/A		
		Y: 90	N/A		
		Z: 90	N/A		
	Rodilla Izq	X: 90	N/A		
		Y: 90	N/A		
		Z: 90	N/A		
	Rodilla Der	X: 90	N/A		
		Y: 90	N/A		
		Z: 90	N/A		
	Tobillo Izq	X: 90	N/A		
		Y: 90	N/A		
		Z: 90	N/A		
	Tobillo Der	X: 90	N/A		
		Y: 90	N/A		
		Z: 90	N/A		

### 11.4 Plan de pruebas del sistema

#### 11.4.1 Objetivo de la prueba

Demostrar que cuando un voluntario realiza un ciclo de marcha usando el prototipo se grafican los valores de este movimiento en tres planos.

#### *11.4.2 Materiales*

- 5 módulos articulares
- 1 módulo de recepción
- 1 computador
- 1 cable micro USB a USB
- Software MATLAB.

#### *11.4.3 Metodología de trabajo*

- Seleccionar y conectar un módulo articular al computador.
- Cargar el algoritmo del Anexo 23.2 y cambiar la variable **NModulo** a 1000, 2000, 3000, 4000 o 5000 si el módulo articular es de la cadera, rodilla derecha, rodilla izquierda, tobillo derecho y tobillo izquierdo respectivamente,
- Repetir el proceso con los cinco módulos articulares.
- Cargar en el dispositivo maestro el algoritmo del Anexo 23.3.
- Cargar en el módulo de recepción el algoritmo del Anexo 23.4.
- Ubicar los módulos articulares a una distancia mayor o igual a 5 metros.
- Alimentar los cinco módulos articulares.
- Esperar que los módulos articulares presenten un comportamiento intermitente en el indicador lumínico. Indicativo de fin de fase de calibración.
- Oprimir los pulsadores implementados en cada módulo articular.
- Conectar el módulo receptor al computador de operación.
- Abrir Matlab y cargar el Algoritmo **Main.m**.
- Si es requerido un mayor periodo de sesión, dirigirse al algoritmo y cambiar el parámetro **T\_Marcha**.
- Seleccionar el botón RUN en Matlab.

- Oprimir el pulsador Maestro de transmisión.
- Ubicarse en la interfaz gráfica y seleccionar el botón Iniciar ciclo.
- Manualmente, sostener cada módulo articular y realizar movimientos de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$  en los tres planos (X, Y, Z).
- Si el tiempo seleccionado en la variable **T\_Marcha** no es suficiente, ajustar nuevamente en el paso correspondiente y repetir el proceso.
- Dirigirse a un computador de operación y visualizar el número de muestras tomadas en el periodo de análisis.
- En la interfaz gráfica, después de haber finalizado el periodo de análisis, se deben pulsar los botones que contienen las etiquetas de Cadera, Rodilla izquierda, Rodilla derecha, Tobillo izquierdo y Tobillo derecho.
- Observar y validar que las gráficas presenten el patrón de movimiento definido.

#### 11.4.4 Tabla de datos

Tabla 35. Datos cuantitativos comprobados del sistema

Tareas a realizar	Dispositivo	Valor teórico	Valor Simulado	Valor Graficado	Error Porcentual
Datos enviados.	Cadera	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Rodilla Izq	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Rodilla Der	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Tobillo Izq	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
	Tobillo Der	X: -180° a 180°	N/A		
		Y: -180° a 180°	N/A		
		Z: -180° a 180°	N/A		
Distancia de los módulos articulares con respecto al computador de operación	Sistema	5m	N/A		
Periodo de análisis definido para la prueba	Sistema	20s	N/A		
Numero de muestras en el vector de datos	Sistema	6000 muestras	N/A		

## 12. DISEÑO INDUSTRIAL

### 12.1 Análisis del contexto

El área de equipos médicos del programa de Ingeniería Electrónica manifestó que, aunque la materia de Biomecánica contiene laboratorios que desarrollan las temáticas del curso, se busca que éstas puedan ser complementadas con laboratorios que



integren todos los tópicos; haciendo especial énfasis en la marcha humana que es la integración de cada uno de los temas de la asignatura.

Por este motivo se propone implementar un prototipo funcional de laboratorio que permita estudiar los movimientos del tronco inferior, que sea diseñado para que los estudiantes puedan interpretar los valores de ángulos dados en clase (que además pueden revisarse en la Tabla 1), y definan si están dentro de los valores correctos.

El sistema deberá ser capaz de medir los movimientos de una persona sana que pueda caminar por sí misma, estos datos serán enviados mediante Bluetooth a un computador en donde se analizarán los valores antropométricos de cada articulación perteneciente al tronco inferior, es decir: tobillos, rodillas y cadera. La toma de las medidas será por medio de sensores ubicados en cada una de las articulaciones mencionadas anteriormente, se medirán ángulos de inclinación, velocidad y ubicación en el espacio para así tener un completo análisis de distintas articulaciones, además, se realizará por un rango de 1,5 a 2 segundos ya que esto es lo que una persona sana que camina por sí misma demora en realizar un ciclo de marcha.

El prototipo busca ser un sistema portátil para que de esta manera no se necesite un espacio específico para utilizarlo, sin embargo el sistema está pensado para ser utilizado en interiores, espacios que tengan el espacio suficiente para que los usuarios, que en este caso son estudiantes de la asignatura Biomecánica, puedan completar un ciclo de marcha sin interrupciones, al ser un prototipo diseñado para ver el funcionamiento normal de las articulaciones de miembro inferior, es necesario que el suelo donde los estudiantes realicen las pruebas sea plano, además, el uso de este dispositivo es para personas de entre 16 y 40 años.

## *12.2 Casos de uso*

### *12.2.1 Casos de uso típicos*

Los siguientes factores deberán ser tomados en cuenta para la puesta en operación del prototipo funcional de laboratorio para el estudio de la marcha humana:

- Sacar los dispositivos del estuche.
- Las bandas elásticas que llevan a los sensores y dispositivos del sistema deben ser colocadas en las articulaciones pertenecientes al tronco inferior (tobillos, rodillas y cadera).
- Se encienden los módulos ubicados en la articulación perteneciente al tronco inferior. Cuando se enciende se sabrá, ya que, se enviará una realimentación en cada uno de los módulos que especificara que están encendidos.
- Se enciende el dispositivo encargado del procesamiento de los datos. Cuando se enciende se sabrá, ya que, se enviará una realimentación de que está encendido.
- Se verifica el correcto funcionamiento de la interfaz de procesamiento. El correcto funcionamiento será verificado por una realimentación dada al usuario.
- Se deben calibrar los módulos ubicados en las rodillas, tobillos y cadera, cuando estén calibrados, el sistema enviará una realimentación.
- Se debe verificar la correcta comunicación entre los módulos y la interfaz. Cuando la comunicación entre el sensor y la interfaz sea correcta, el sistema enviará una realimentación.
- El voluntario o sujeto de prueba procede a realizar un ciclo de marcha. Se debe realizar el ciclo de marcha completo y tendrá duración máxima de 2 segundos.
- Verificar el procesamiento de los datos almacenados en el computador. Al almacenarse los datos se enviará una realimentación de que los datos han sido guardados.
- Se escoge el modo en el que se desean ver las medidas antropométricas. Cuando se escoja, se observará una realimentación dada por el sistema.
- Finalizando la práctica se procede a apagar los dispositivos y guardarlos en su estuche.

### *12.2.2 Casos de uso atípicos*

Los laboratorios de marcha humana existentes en el mercado que operan por medio de sensores inerciales presentan los siguientes casos atípicos:

- Cuando las bandas no se ajustan correctamente al estudiante, no podrá realizarla y se deberá escoger un nuevo estudiante para realizar la prueba.
- Si al encender los dispositivos, no se envía realimentación, quiere decir que no tienen la batería suficiente para funcionar y que deben recargarse.
- Si el dispositivo encargado del procesamiento de datos no responde, se deberá reiniciar todo el sistema.
- Sí el sistema de procesamiento de datos no responde, se debe reiniciar el sistema de procesamiento, además de verificar la conexión.
- Si la calibración de los sensores no es la adecuada, debe reiniciarse el proceso de calibración del mismo hasta que se calibren correctamente.
- Cuando al realizar la comunicación entre sensores e interfaz no hay realimentación por parte del sistema, se deben reiniciar el proceso de conexión.
- Si el estudiante no realiza correctamente el ciclo de marcha, deberá realizarla de nuevo hasta que se haga la correcta medición.
- Si el procesamiento de datos no se realiza correctamente, los datos deben ser tomados de nuevo borrando la información almacenada y capturando un nuevo ciclo de marcha.
- Si en la muestra de datos se escogieron los incorrectos para su visualización, se deberá tomar una nueva muestra.
- Cuando al reiniciar la toma de datos, esta no funciona, se deberá reiniciar todo el sistema.

### *12.3 Requerimientos industriales*

A continuación, se mencionan los requerimientos industriales del prototipo.

### *12.3.1 Requerimientos de uso y función*

- Conveniencia:

El profesor a cargo de la asignatura deberá tener una previa capacitación sobre el funcionamiento del prototipo.

El usuario (en este caso estudiante) deberá seguir el manual de usuario, además, de la guía de laboratorio y las indicaciones del profesor encargado.

Seguridad:

El sistema no debe ser invasivo.

El sistema debe ser utilizado bajo la supervisión de un profesor encargado.

- Mantenimiento:

El mantenimiento del equipo deberá realizarse después de 4 prácticas realizadas.

- Reparación:

Los elementos electrónicos se deben poder cambiar fácilmente.

La cubierta del sistema debe ser de fácil ensamblaje.

- Manipulación:

El sistema debe ser básico, debe permitir una fácil manipulación por el usuario.

El operario podrá interactuar con el dispositivo antes y después de realizar la toma de medidas.

### *12.3.2 Requerimientos de producción*

- De estructura:

La estructura del prototipo debe ser realizada de tal manera que permita ser transportado fácilmente.

El prototipo debe estar sujeto a la articulación sin interferir en el movimiento del voluntario.

El prototipo debe estar constituido por materiales livianos y resistentes.

- Técnico - productiva:

El prototipo no debe superar un costo de 3'000.000 COP (tres millones de pesos colombianos).

### *12.3.3 Requerimientos estéticos y de identificación*

- Formales:

El prototipo no expondrá de manera clara los componentes electrónicos.

El prototipo deberá ser color negro para que no se deteriore fácilmente.

El prototipo deberá contar con números de identificación según la articulación en la que se ubicará.

## *12.4 Materiales, procesos y normativas*

A continuación, se hablará acerca de materiales, procesos y normativas del prototipo:

#### *12.4.1 Materiales*

Para la construcción de la carcasa que contendrá el dispositivo se tendrán en cuenta tres posibles materiales. Como primera opción se considera el TPU (poliuretano termoplástico), debido a que este material además de ser resistente a las condiciones que estará expuesto el prototipo, es flexible, lo que permite que se adapte a la forma de la extremidad en la que cual este el prototipo; sin embargo, realizar todas las carcasas con este material además de la impresión 3D elevan significativamente los costos del proyecto. Como segunda opción encontramos el PVC (policloruro de vinilo), que es un material muy resistente, además, tiene un bajo peso permitiendo la fácil movilidad del voluntario, sin embargo, aunque es un material económico no es un material lo suficientemente flexible para adaptarse a la forma de la extremidad donde se encuentre. Como tercera opción, se encuentra el acrílico que es un material resistente con bajo peso y además tiene un peso muy bajo, sin embargo, no es un material que sea cómodo para que el usuario lleve en su cuerpo.

Por otro lado, se escogieron las bandas elásticas y el velcro como la manera en la que las carcasas se sostendrán al voluntario.

#### *12.4.2 Procesos*

La culminación del proyecto está estimada para finales del primer semestre del año 2020, cuenta con un presupuesto máximo de 3'000.000 (tres millones de pesos colombianos). En el proyecto está definido como un prototipo, por ende, los acabados serán de prototipo.

Para la realización del prototipo se propone la realización de una carcasa que mantenga todos los componentes electrónicos en su lugar, además de protegidos. Esta carcasa tiene que ser resistente para proteger los componentes en su interior, pero debe ser flexible para que el voluntario no sienta incomodidad al realizar los

ciclos de marcha. Por otro lado, el peso es un factor muy importante, ya que, al ser liviano se evita un cambio en el ciclo de marcha del voluntario.

#### *12.4.3 Normativas*

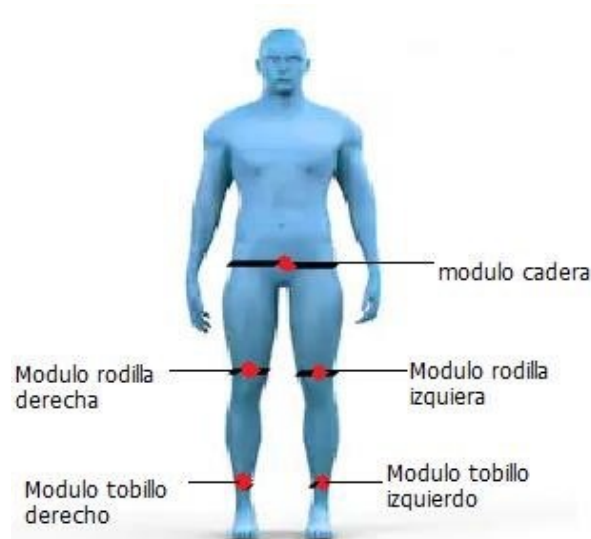
En el decreto número 4725 de 2005, se define que es un equipo médico, en qué categorías se dividen los equipos médicos y cuál es el ente que rige estos procesos de vigilancia ante estos equipos [10].

El instituto nacional de vigilancia de medicamentos y alimentos (INVIMA), es el ente encargado de la normalización y pautas que deben seguir los equipos médicos para salir al mercado, además, también se encargan de categorizar los equipos según su función y según la etapa de desarrollo en la que se encuentren. El INVIMA creó una guía, basada en el decreto anteriormente mencionado, que muestra cómo se realiza la división de los equipos. Para el caso del prototipo diseñado en este documento y según la guía "ABC Dispositivos médicos", este es un dispositivo médico, ya que, es utilizado para diagnóstico, prevención, supervisión o alivio de una enfermedad. Por otro lado, también es un dispositivo médico activo ya que estos son dispositivos que dependen de una fuente de energía eléctrica diferente a la generada por el cuerpo humano. Y por último también es un equipo biomédico prototipo, es decir, que se encuentra en fase de experimentación y aun no se emplea en la prestación de servicios. Cabe aclarar que el prototipo es un dispositivo no invasivo, ya que, tienen contacto con el paciente, pero no genera ningún tipo de heridas [11].

#### *12.5 Planificación de producción*

Para la planificación de producción se deben tener en cuenta que cada prototipo de laboratorio de marcha cuenta con 5 módulos, estos ubicados en cada una de las articulaciones del miembro inferior, todo esto con el fin de tener una medida y análisis

más completo. Los módulos estarán ubicados como se ve en la figura 48 a continuación:



*Figura 48. Ubicación de los módulos.*

Al ser unos módulos que irán directamente en el voluntario, deben ser cómodos de usar, además, debe tener un peso adecuado para que no interfiera con el ciclo de marcha normal del voluntario. Por esto se determinó que el peso de todo el prototipo de laboratorio, es decir, la suma del peso de los 5 módulos no debe superar los 800 gr.

#### *12.5.1 Alternativas de configuración*

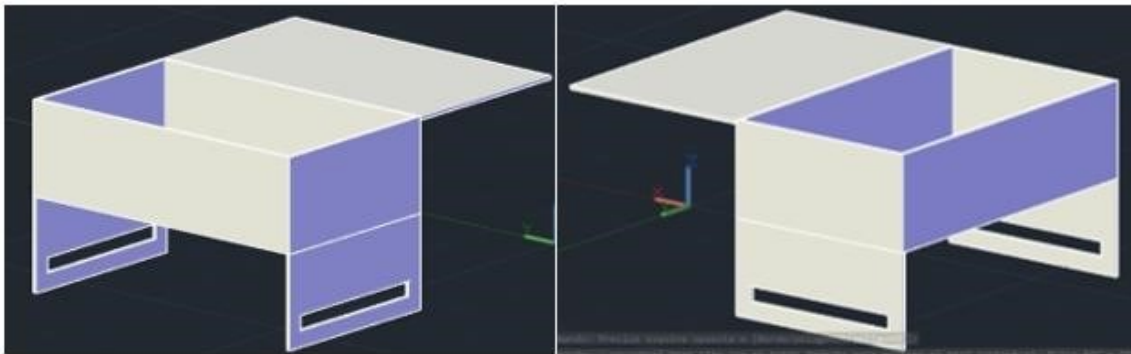
Se proponen cuatro diseños para la estructura de la carcasa que contendrá los componentes del sistema; están diferenciadas por el tipo de material utilizado y la geometría de estas, sin embargo, todas cumplen la función de proteger los componentes y de ser cómodo para el voluntario que realice el ciclo de marcha.



### *12.5.2 Diseño 1*

El primer diseño, que se puede observar en la figura 49 consiste en una caja rectangular de acrílico; este material permite que los componentes están resguardados dentro de esta. La caja se ubicará en la extremidad de manera horizontal, en la parte inferior cuenta con dos muescas en los laterales, donde se pondrán los elásticos y el velcro que sostendrán el dispositivo a la extremidad del voluntario, estas están ubicadas en el exterior pensando en qué la extremidad donde se ubica el sensor en medio de estas y así sea más seguro el agarre. Además, cuenta con una tapa que permite el fácil acceso a los componentes en su interior en caso de ser necesario. El material permite que el dispositivo sea liviano y que así el ciclo de marcha realizado por el voluntario no se vea afectados.

A continuación, en la figura 49 un modelo del diseño 1 realizado en el software AutoCAD:



*Figura 49. Modelo diseño 1*

#### **Materiales:**

- Acrílico 4mm de grosor.
- Banda elástica 5 cm de ancho por 30 cm de largo.
- Velcro 5 cm de ancho por 15 de largo.

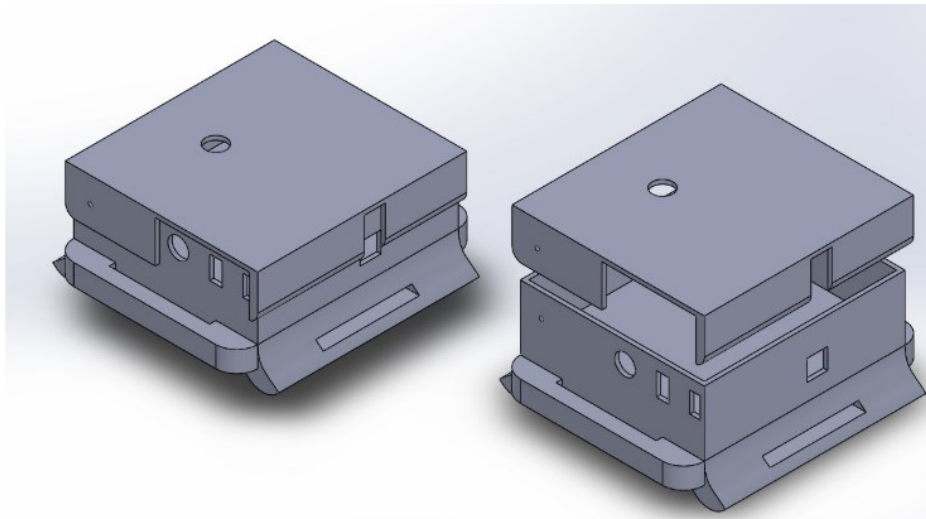
Dimensiones de la carcasa:

- 10 cm de ancho.
- 5 cm de alto.
- 5 cm de largo.

### *12.5.3 Diseño 2*

En este diseño mostrado en la figura 50, encontramos una caja cuadrada de poliuretano termoplástico o TPU. Este material al ser flexible y ligero, lo que permite que se adapte mejor a la extremidad del voluntario, esto permite que este se sienta cómodo al usarlo, además, al ser liviano no afecta el patrón de marcha del voluntario. Además, este material al ser utilizado mediante impresión 3D, permite tener más fácilmente la forma deseada con las medidas adecuadas. En la parte inferior, y dentro de la estructura de la caja cuenta con dos muescas, en las que se pondrán bandas elásticas y velcro para realizar el correcto agarre del prototipo a la extremidad. Al estar estas muescas dentro de la estructura de la caja permite que la estructura sea más resistente y duradera, además gracias al material toda la parte inferior de la estructura se adaptará al voluntario. Cuenta con una tapa para que los componentes que están en el interior estén seguros, además la tapa permite tener fácil acceso a ellos en caso de ser necesario.

A continuación, en la figura 50 se presenta el modelo del diseño 2 en el programa AutoCAD:



*Figura 50. Modelo diseño 2*

#### Materiales:

- TPU 3 mm.
- Banda elástica 5 cm de ancho por 30 cm de largo.
- Velcro 5 cm de ancho por 15 de largo.

#### Dimensiones de la caja:

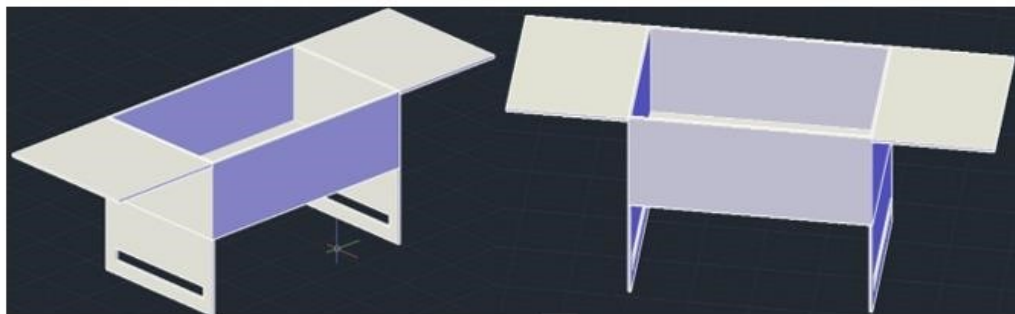
- 8 cm de ancho.
- 8 cm de alto.
- 8 cm de largo.

#### *12.5.4 Diseño 3*

En el diseño 3, que puede ser visto en la figura 51, consiste en una caja rectangular de poliuretano térmico (TPU), el TPU protege los componentes, además, hace que el

dispositivo se adapte a la forma de la extremidad. La caja se ubicará en la extremidad de manera Horizontal, esto permitiendo que el dispositivo se mantenga más seguro a la extremidad. El TPU además es un material liviano, evitando que el ciclo de marcha del voluntario se vea afectado. En la parte inferior cuenta con dos muescas en los laterales, donde se pondrán los elásticos y el velcro que sostendrán el dispositivo a la extremidad del voluntario, además, cuenta con dos tapas que se abren hacia los laterales permitiendo el acceso hacia los componentes sin exponerlos todos al tiempo, lo que hace que, aunque se abra una tapa, la otra mantendrá seguros los demás componentes.

A continuación, el modelo del diseño 3 realizado en AutoCAD:



*Figura 51. Modelo diseño 3.*

Materiales:

- TPU 3mm
- Banda elástica 10 cm de ancho por 30 cm de largo
- Velcro 10 cm de ancho por 15 de largo.

Dimensiones de la carcasa:

- 10 cm de ancho.
- 5 cm de alto.

- 5 cm de largo.

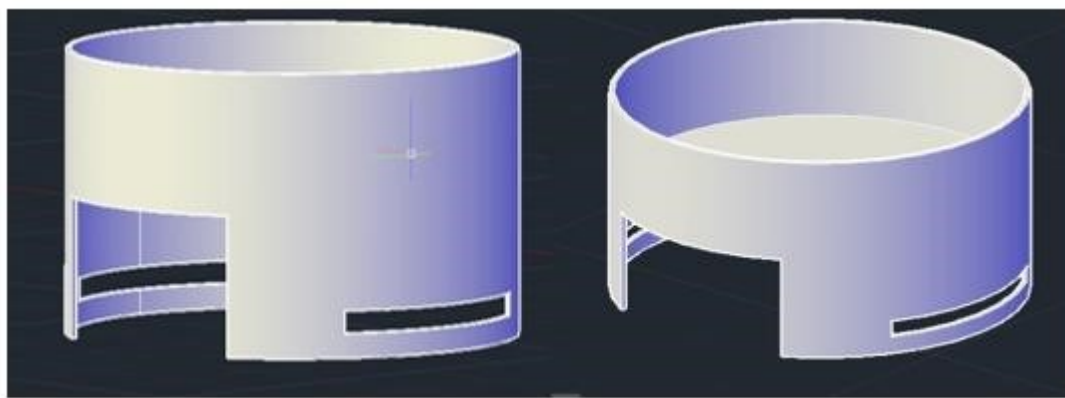
Dimensiones de las tapas:

- 5 cm x 5 cm por cada tapa.

#### *12.5.5 Diseño 4*

En el diseño, que puede ser visto en la figura 52, consiste en una caja circular de poliuretano térmico PETG, el PETG protege los componentes, además, hace que el dispositivo se adapte a la forma de la extremidad. Al ser circular, la caja tiene menos posibilidad de ser incómoda al voluntario. El TPU además es un material liviano, evitando que el ciclo de marcha del voluntario se vea afectado. En la parte inferior cuenta con dos muescas en los laterales, donde se pondrán los elásticos y el velcro que sostendrán el dispositivo a la extremidad del voluntario.

A continuación, el modelo del diseño 4 realizado en AutoCAD:



*Figura 52. Modelo diseño 4.*

Materiales:

- TPU 3mm
- Banda elástica 10 cm de ancho por 30 cm de largo
- Velcro 10 cm de ancho por 15 de largo

Dimensiones de la carcasa:

- 10 cm de diámetro.
- 8 cm de alto.
- 5 cm de profundidad de la carcasa.

#### 12.5.6 Evaluación y presentación de la alternativa a desarrollar

A continuación, se realizará un ponderado de todas las alternativas planteadas con el fin de escoger la que mejor se adapte a las necesidades del prototipo. Este ponderado se realizará dando calificaciones de entre 1 y 5 puntos.

Tabla 36. Ponderado de la alternativa 1

CRITERIO	ALTERNATIVA 1		PESO
	EVALUACIÓN	PONDERADO	
FLEXIBILIDAD	1.0	5	25%
DURABILIDAD	4.0	8	10%
RESISTENCIA	2.5	5	10%
PESO	4.0	20	25%
AGARRE	3.0	9	15%
PRECIO	4.0	12	15%
TOTAL	-----	59	100%

Tabla 37. Ponderado de la alternativa 2.

CRITERIO	ALTERNATIVA 2		PESO
	EVALUACIÓN	PONDERADO	
FLEXIBILIDAD	4,6	23	25
DURABILIDAD	4	8	10
RESISTENCIA	3,5	7	10
PESO	4	20	25
AGARRE	4	12	15
PRECIO	3,5	11	15
TOTAL		81	100

*Tabla 38. Ponderado de la alternativa 3.*

CRITERIO	ALTERNATIVA 3		PESO
	EVALUACIÓN	PONDERADO	
FLEXIBILIDAD	4,6	23	25
DURABILIDAD	3,5	7	10
RESISTENCIA	3	6	10
PESO	4	20	25
AGARRE	3	9	15
PRECIO	3,5	11	15
TOTAL		76	100

*Tabla 39. Ponderado de la alternativa 4*

CRITERIO	ALTERNATIVA 4		PESO
	EVALUACIÓN	PONDERADO	
FLEXIBILIDAD	4,6	23	25%
DURABILIDAD	3	6	10%
RESISTENCIA	3	6	10%
PESO	3,5	18	25%
AGARRE	3	9	15%
PRECIO	2	6	15%
TOTAL		68	100%

Luego de realizar el ponderado se determinó que la alternativa que resuelve mejor las necesidades del prototipo es la alternativa dos. Ya que en esta se ve que el material tiene una gran flexibilidad, permitiendo que se adapte a la extremidad donde esté. Además, al tener una superficie completa en la parte inferior, las muescas y los resortes dentro de la estructura y no como algo externo permite que el agarre sea el óptimo permitiendo una mejor calibración. Otro aspecto importante es el peso, y la alternativa escogida muestra que el peso es el óptimo. Por último, la relación calidad/precio en la alternativa 2 es la que se busca para la realización de un prototipo de laboratorio.

## 12.6 Diseño detallado

### 12.6.1 Selección de materiales

Teniendo en cuenta lo discutido en el capítulo anterior, el material a utilizar es poliuretano termoplástico o TPU y se obtienen las características que se pueden observar en la Tabla 40.

*Tabla 40. Propiedades TPU.*

Elemento	Marcas comerciales	Propiedades	Aplicaciones
Poliuretano termoplástico	3DBOTS. Gizmo dorks. Cctree. Pxmalion.	Alta resistencia al desgaste y a la abrasión. Alta resistencia a la tracción y al desgarre. Buena capacidad de amortiguación.	Calzado y elementos de protección. Industria automotriz. Recubrimientos y adhesivos. Piezas modeladas especiales.

### 12.6.2 Selección de sistemas mecánicos

Para el mecanismo que abre y cierra la puerta de la caja que contiene el prototipo, se contempla el uso de un sistema de bisagra. Para esto se toman en cuenta la Tabla 41.

*Tabla 41. Opciones de bisagra*

Marca	Tamaño	Material	Uso
Fixser	5 cm x 5 cm.	Acero cold-roll, galvanizado, zincado, calibre 1,2mm. Trae tornillos.	Puertas ligeras y muebles artesanales de madera, entre otros.
Colbisagras	3.4 cm x 3.8 cm.	Lámina cold rolled decapada, acabado en hierro zincado.	Puertas ligeras y muebles artesanales de fibra de densidad media pequeños, entre otros.
Colbisagras	8 cm x 3cm	Lámina cold rolled, acabado en hierro irisado zincado.	Puertas ligeras y muebles artesanales de madera, entre otros.
Practicasa	20 cm x 5 cm.	Lámina cold rolled	Muebles de madera.

A partir de esta información se puede determinar que las bisagras elegidas para la realización del mecanismo son las bisagras de la empresa Colbisagras de 8 x 3 cm, ya



que, el ancho que nos da el producto es el ancho que va a tener el prototipo, por lo tanto, hace que solo se necesite una bisagra por prototipo.

### 12.6.3 Definición de componentes principales

El prototipo estará compuesto por dos elementos principales, los cuales son la caja donde se pondrán los componentes eléctricos, y la segunda la tapa que protegerá a los mismos, estos estarán unidos por una bisagra que facilite el acceso a los componentes.

Para ambos elementos se escogió poliuretano termoplástico (TPU), ya que las propiedades del material permiten que se acople a la extremidad donde sea puesta, además es liviano y cómodo para el voluntario.

A continuación, en la figura 53 se observan los planos del prototipo:

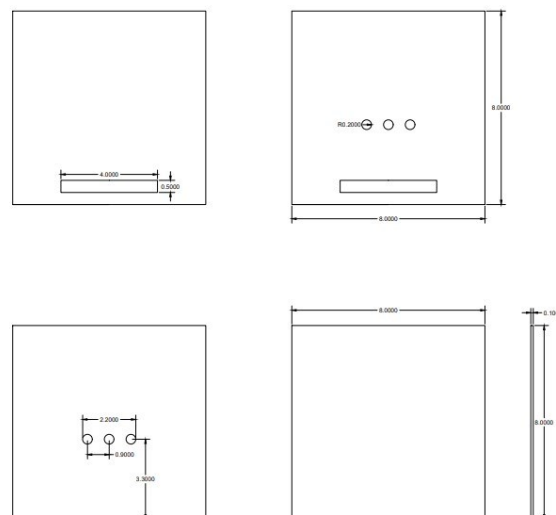
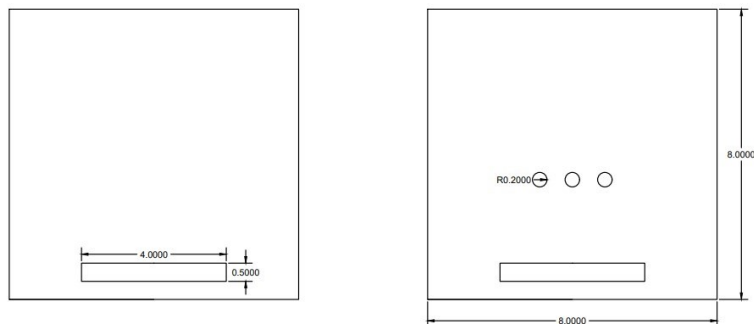


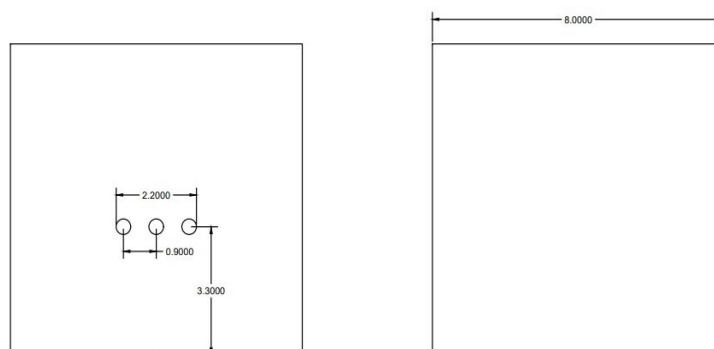
Figura 53. Planos del prototipo

En la figura 54 se observan todas las caras del prototipo. A continuación, se procederá a explicar cada una de ellas.



*Figura 54. Laterales del prototipo.*

En la figura 55, se ven los planos de los laterales del prototipo, en la parte inferior se ven las aberturas por donde pasará el elástico que sostendrá el prototipo a la extremidad deseada. En la figura de la derecha, donde se ven tres orificios, es el lateral donde estarán ubicados los botones para accionar y calibrar el prototipo.

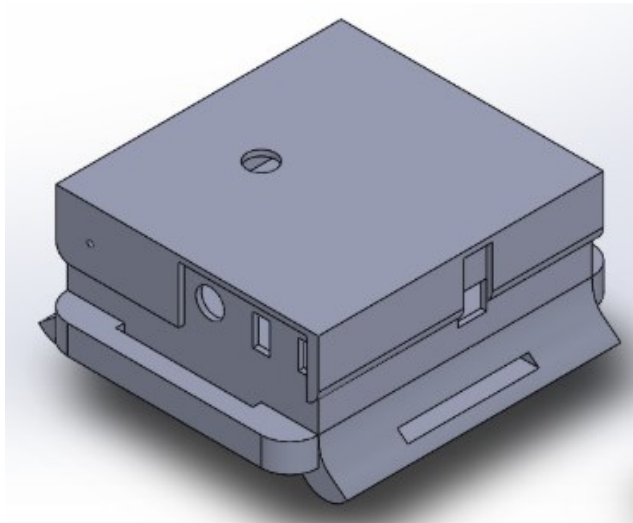


*Figura 55. Frente y posterior del prototipo*

En la figura 56, se observan los planos con las dimensiones de la parte frontal (izquierda) y la parte posterior (derecha), en la parte frontal se encuentran tres orificios donde irán indicadores lumínicos que servirán como realimentaciones ya indicadas en capítulos anteriores. Por lo otro lado la parte posterior no cuenta con

ninguna especificación especial, esta cara funciona además como parte inferior de la caja y como tapa para protección de los componentes en el interior.

Todo esto en conjunto, conforma el diseño final del prototipo que puede ser observado en la figura 56 a continuación:



*Figura 56. Modelado prototipo*

#### *12.6.4 Aplicación de normativas*

El prototipo es un dispositivo de medida externo, es decir, no se necesita que el voluntario sea sometido a algún procedimiento para poder utilizarlo. Al no ser un dispositivo invasivo es posible y seguro realizar pruebas en personas, ya que, además de no necesitar intervención de ningún tipo para su uso, no se tienen conexiones a grandes valores de voltaje DC que puedan afectar a los que usen el prototipo. Además, es inalámbrico lo que evita que las personas al usarlo sufran de caídas a causa de los cables. Es un prototipo de laboratorio por lo tanto su uso será únicamente para prácticas de laboratorio, y los valores que se obtengan no servirán para diagnosticar; estos solo funcionan para realizar comparaciones entre valores que se encuentran en la literatura y valores que se puedan llegar a obtener en la realidad.

#### *12.6.5 Análisis ergonómico y antropométrico*

La estructura, dimensiones, peso y materiales fueron pensados para realizar una correcta adaptación a la extremidad donde se ponga el prototipo. Todo esto con el fin de que sea cómodo para la persona que lo use, además, que no pese para que no cambie su patrón de marcha. Además de que sea cómodo y ligero, el material escogido permite un cierto grado de flexibilidad lo que hace que el agarre a la extremidad sea mayor.

### **13. IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DE SUBSISTEMAS**

#### *13.1 Subsistema de captura*

##### *13.1.1 Implementación del subsistema de captura*

El subsistema consta de tres componentes encargados de capturar, almacenar y transmitir respectivamente. Para la parte de captura se cuenta con el sensor MPU6050 encargado de recibir la información inicial (magnitudes de aceleración lineal ( $m/s^2$ ) y velocidad angular (grados/s) del ciclo de marcha. Para la parte de almacenamiento se cuenta con la tarjeta de desarrollo Arduino nano v3, encargada de cumplir con los aspectos funcionales del subsistema. Y por último se cuenta un NRF24L01, encargado de la comunicación inalámbrica. En el presente caso; el componente está configurado tanto como emisor, para lograr un envío de datos exitoso hacia el siguiente subsistema.

Teniendo en cuenta que la función del subsistema es capturar y transmitir la información recibida de los movimientos de las articulaciones durante un ciclo de marcha, se cuentan con cinco módulos articulares (carera, rodilla izquierda, rodilla derecha, tobillo izquierdo y tobillo derecho) que contienen los componentes

anteriormente mencionados. Se tuvieron en cuenta los esquemas evidenciados en el capítulo de diseño para elaborar las PCB correspondientes al subsistema, estas PCB se pueden observar en la figura 57, figura 58 y figura 59.

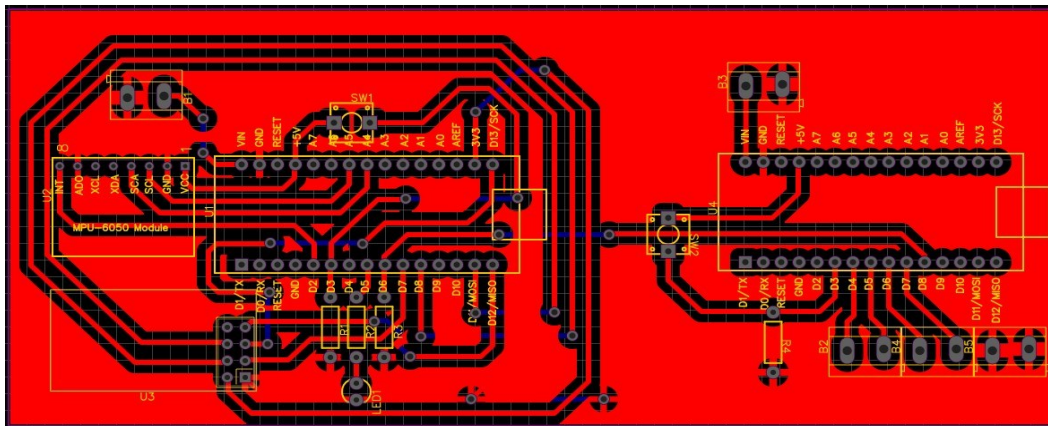


Figura 57. PCB del módulo de la cadera.

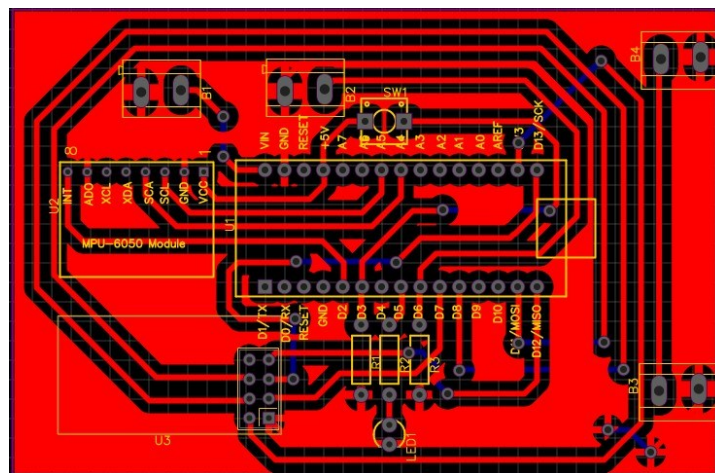
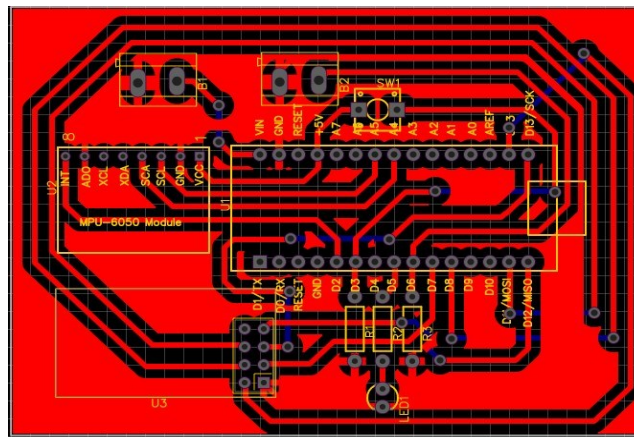
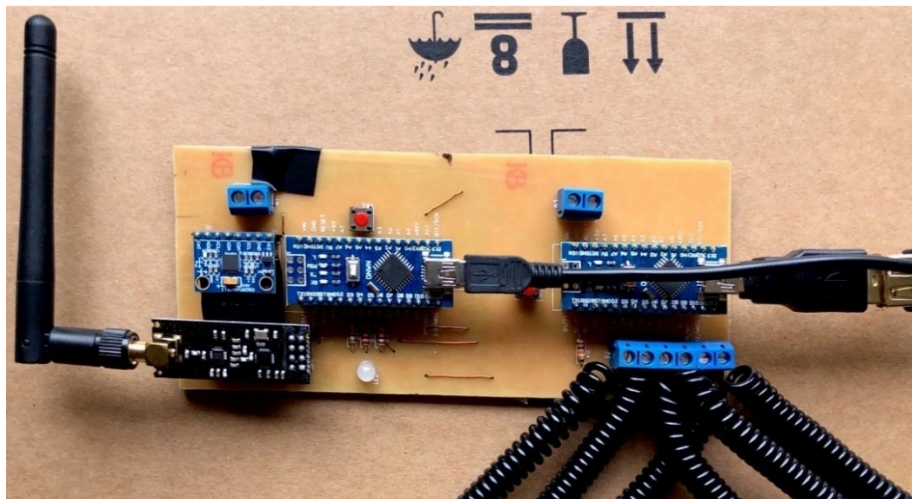


Figura 58. PCB de los módulos de las rodillas.



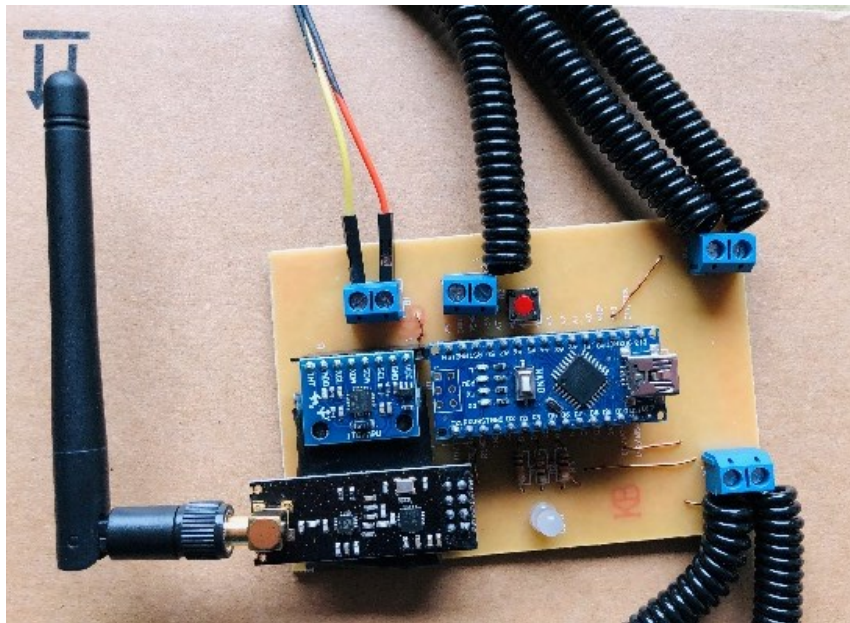
*Figura 59. PCB de los módulos de los tobillos*

Teniendo ya implementadas las PCB' s, se procedió a implementar los módulos articulares como se evidencian en la figura 60, figura 61, figura 62, figura 63 y figura 64.

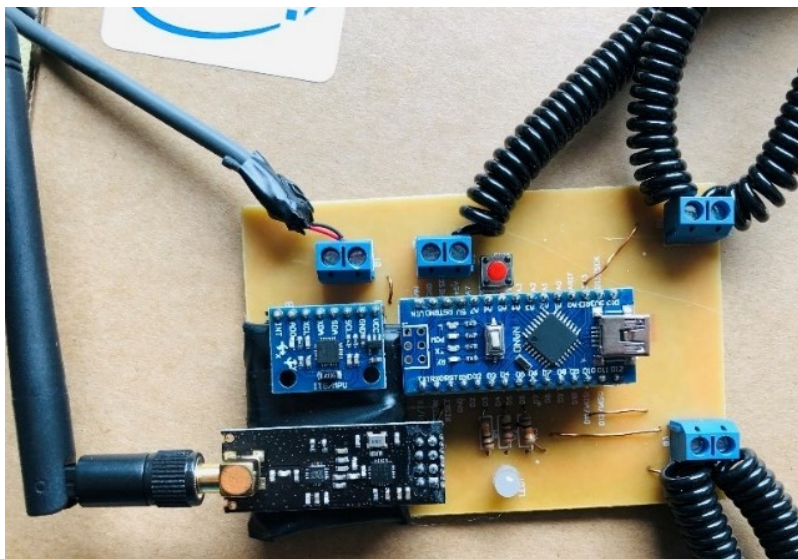


*Figura 60. Módulo de captura de la cadera.*

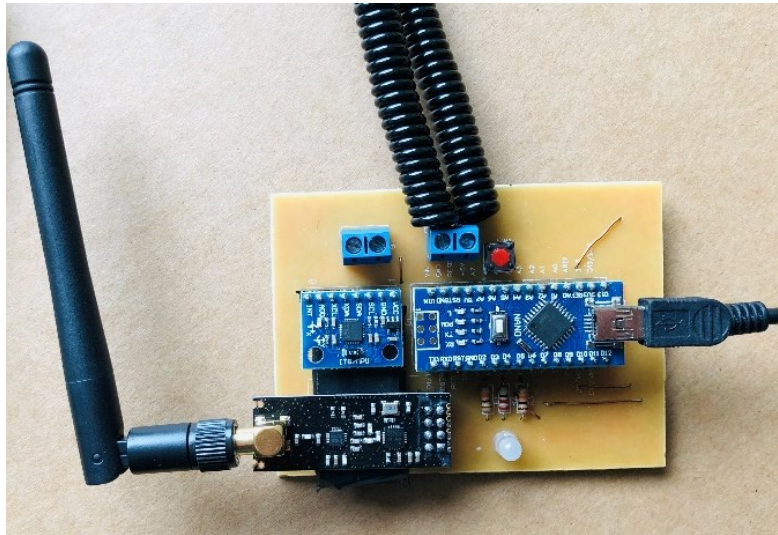




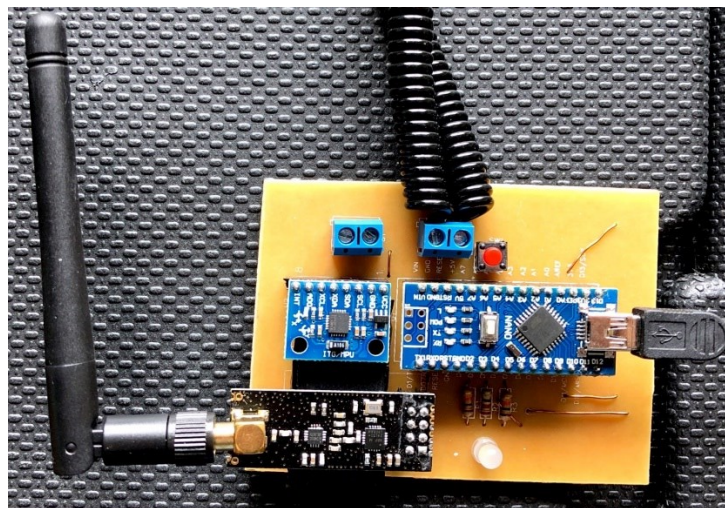
*Figura 61. Módulo de captura rodilla derecha*



*Figura 62. Módulo de captura de rodilla izquierda.*



*Figura 63. Módulo de captura del tobillo derecha*



*Figura 64. Módulo de captura del tobillo izquierdo.*

Teniendo en cuenta que el subsistema operara en función de un maestro para la asignación de turnos (código del maestro en el anexo 23.3), se requiere la adición del componente de otra tarjeta de desarrollo (Arduino nano v3) en el módulo de la cadera. Esto con el fin de facilitar la distribución de cableado.

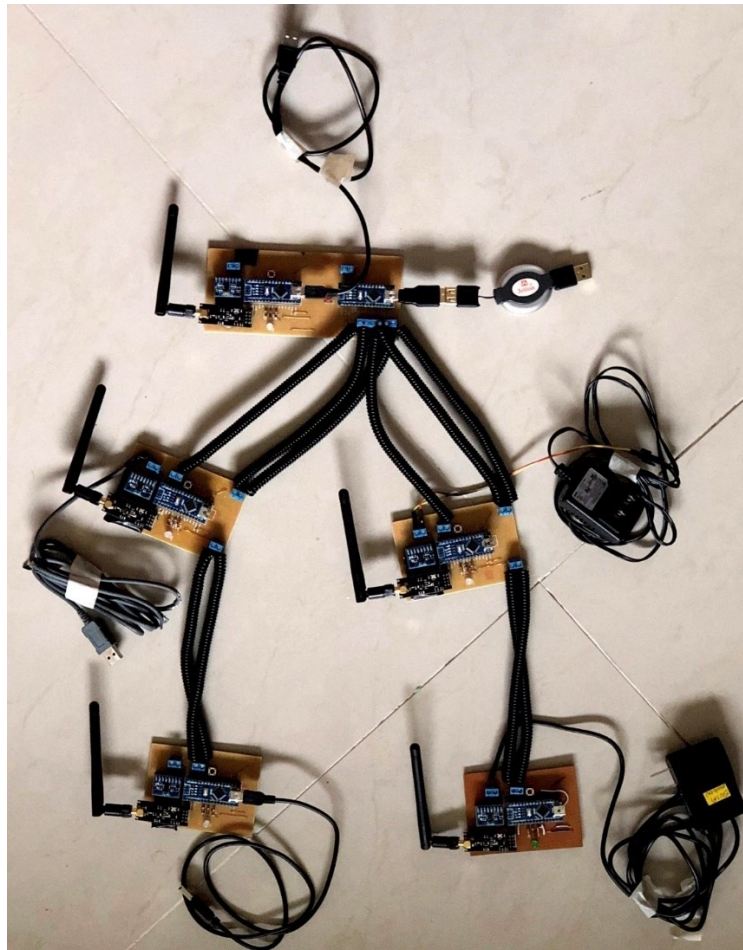


```
10 void loop() {  
11   if (Actuador>1){  
12     digitalWrite(8, HIGH); // Inicia Cadera  
13     delay(5);  
14     digitalWrite(8, LOW); // Fin Cadera  
15     delay(5);  
16     digitalWrite(7, HIGH); // Inicia Rodilla Izquierda  
17     delay(5);  
18     digitalWrite(7, LOW); // Fin Rodilla Izquierda  
19     delay(5);  
20     digitalWrite(6, HIGH); // Inicia Rodilla Derecha  
21     delay(5);  
22     digitalWrite(6, LOW); // Fin Rodilla Derecha  
23     delay(5);  
24     digitalWrite(5, HIGH); // Inicia Tobillo Izquierdo  
25     delay(5);  
26     digitalWrite(5, LOW); // Fin Tobillo Izquierdo  
27     delay(5);  
28     digitalWrite(4, HIGH); // Inicia Tobillo Derecho  
29     delay(5);  
30     digitalWrite(4, LOW); // Fin Tobillo Derecho  
31     delay(5);  
32   }  
33 }
```

*Figura 65. Algoritmo maestro de asignación de turnos*

La secuencia de transmisión del subsistema de captura está estructurada bajo una base Master-Slave, la cual se basa en que los módulos articulares solo podrán transmitir en la franja de tiempo en la que el módulo maestro defina. En el algoritmo se puede observar que el maestro conmuta las diferentes salidas a los diferentes módulos articulares.

En la figura 66 se puede observar cómo está distribuido desde el módulo de la cadera al resto de las articulaciones en función de la descripción anterior, al igual que la implementación total del subsistema de captura.



*Figura 66. Implementación del subsistema de captura*

### *13.1.2 Pruebas del subsistema de captura*

Para poder desarrollar la metodología del plan de pruebas del subsistema, primero se verificó que los módulos articulares estuvieran calibrados, de tal forma que después de un tiempo, se puede evidenciar un comportamiento entretente de los diodos Led. En la figura 67 se evidencian los módulos articulares ya calibrados.



*Figura 67. Calibración de los módulos*

Previamente a iniciar las pruebas del subsistema, se procedió a caracterizar el sensor utilizado. Debido a que la totalidad de los módulos articulares hacen uso del mismo componente electrónico, se realizó una tabla en donde se puede observar el factor de variación del instrumento en 0, 90 y 180 grados.

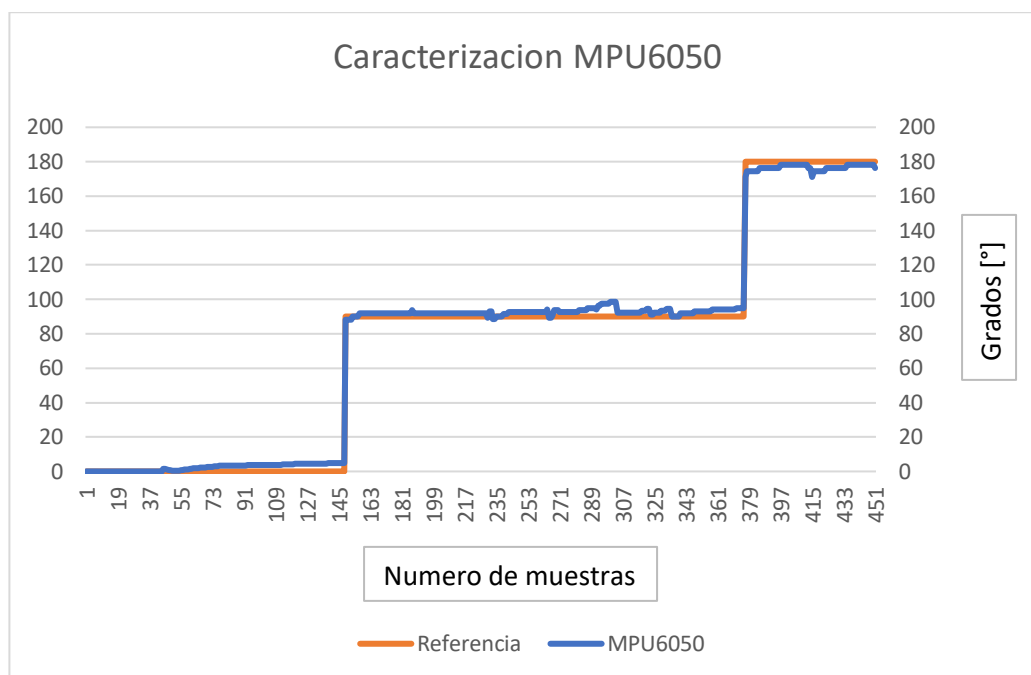
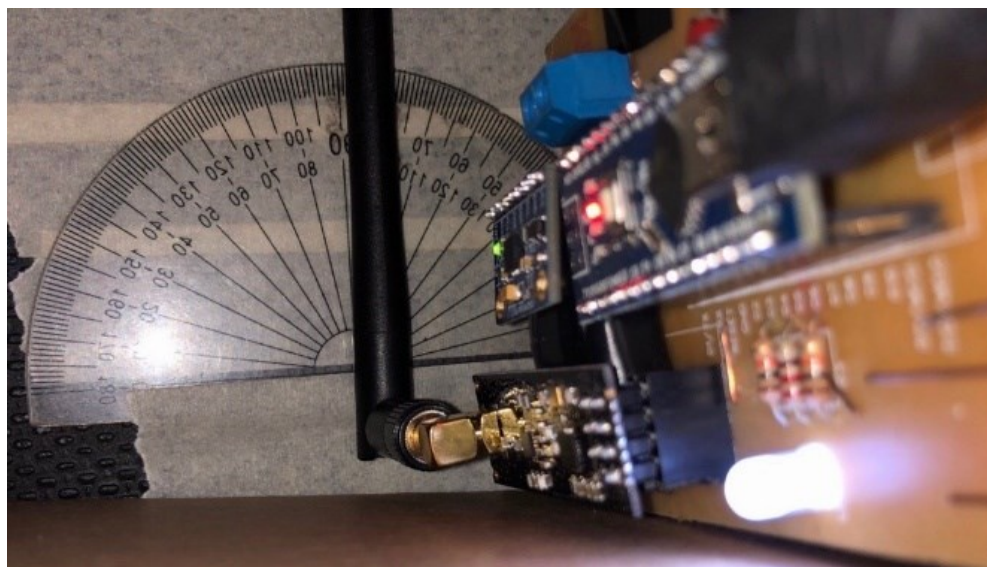


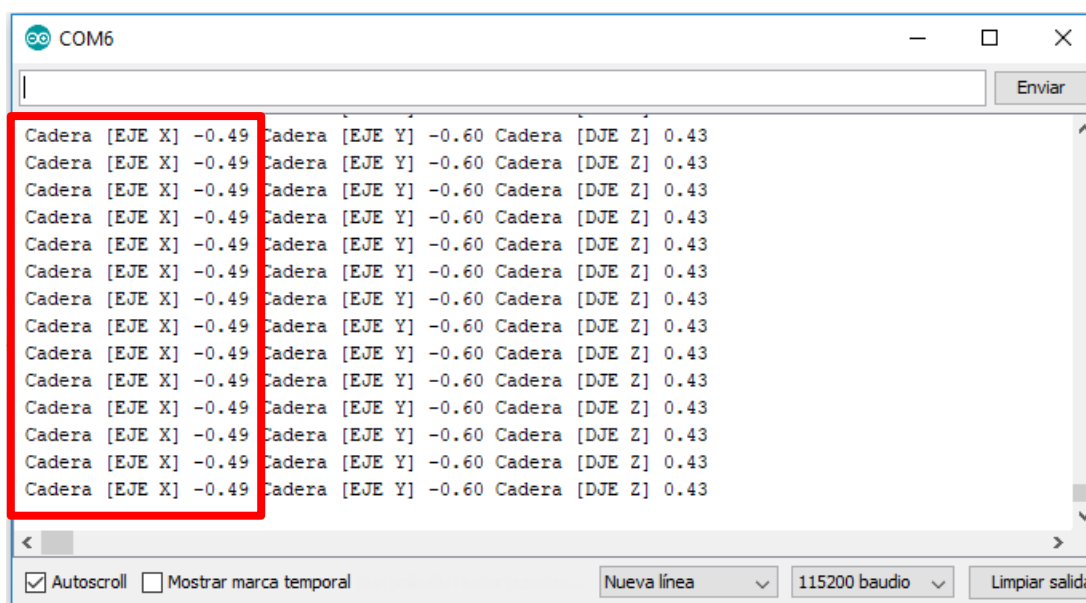
Figura 68. Caracterización MPU6050

Para continuar con el desarrollo del plan de pruebas, la metodología fue ubicar cada uno de los módulos en una posición de 90 grados en cada eje y capturar con evidencia fotográfica cada posición física y en el puerto serial. Se presentó la medida normalizada correspondiente en el puerto serial del receptor de prueba (algoritmo anexo 23.5) en función.

Las evidencias correspondientes a los módulos ubicados en 90 grados y el resultado en el puerto serial se observan desde la figura 69 hasta la figura 98.



*Figura 69. Modulo cadera 90 grados en X – físico*



*Figura 70. Modulo cadera 90 grados en X - puerto serial*



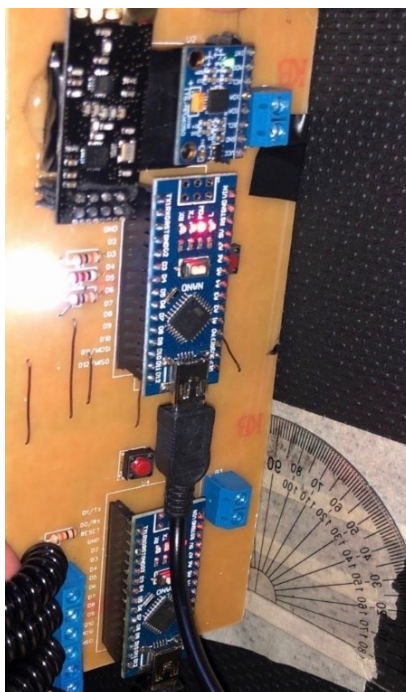


Figura 71. Modulo cadera 90 grados en Y – físico

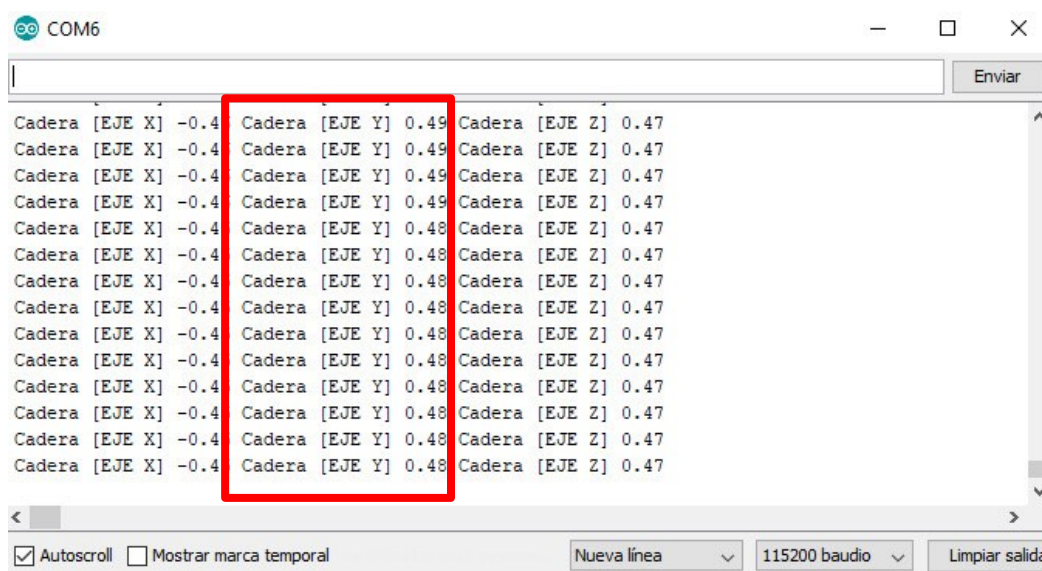


Figura 72. Modulo cadera 90 grados en Y - puerto serial

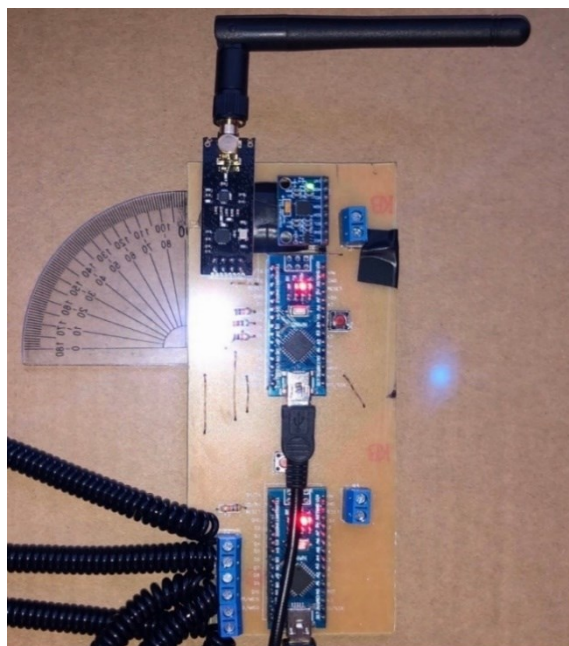


Figura 73. Modulo cadera 90 grados en Z – físico

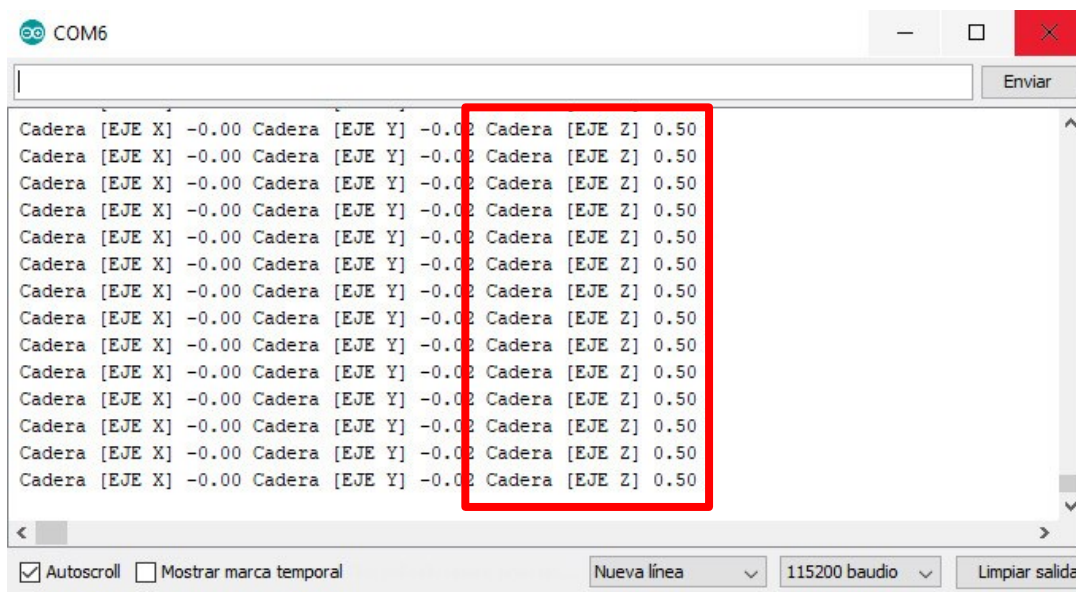
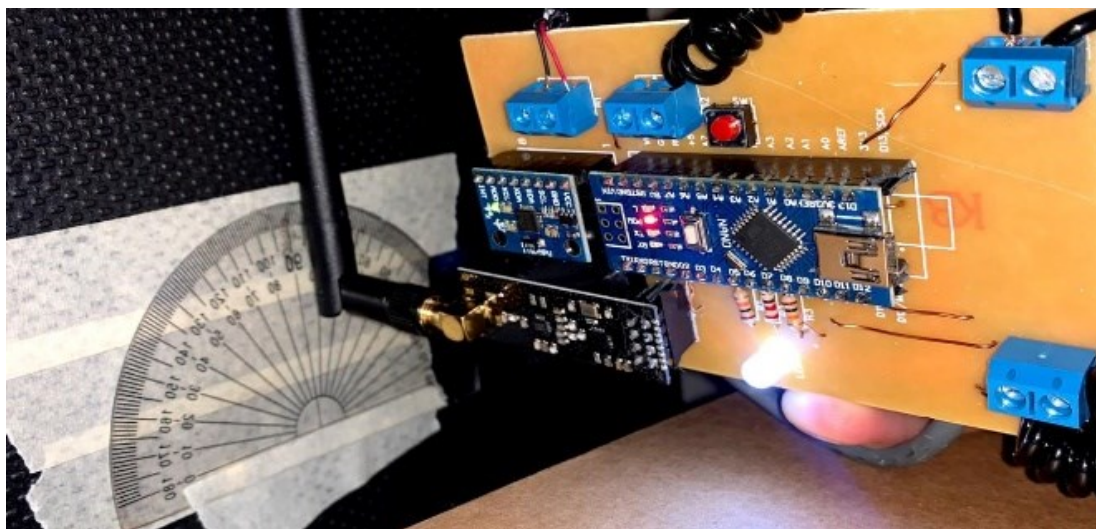
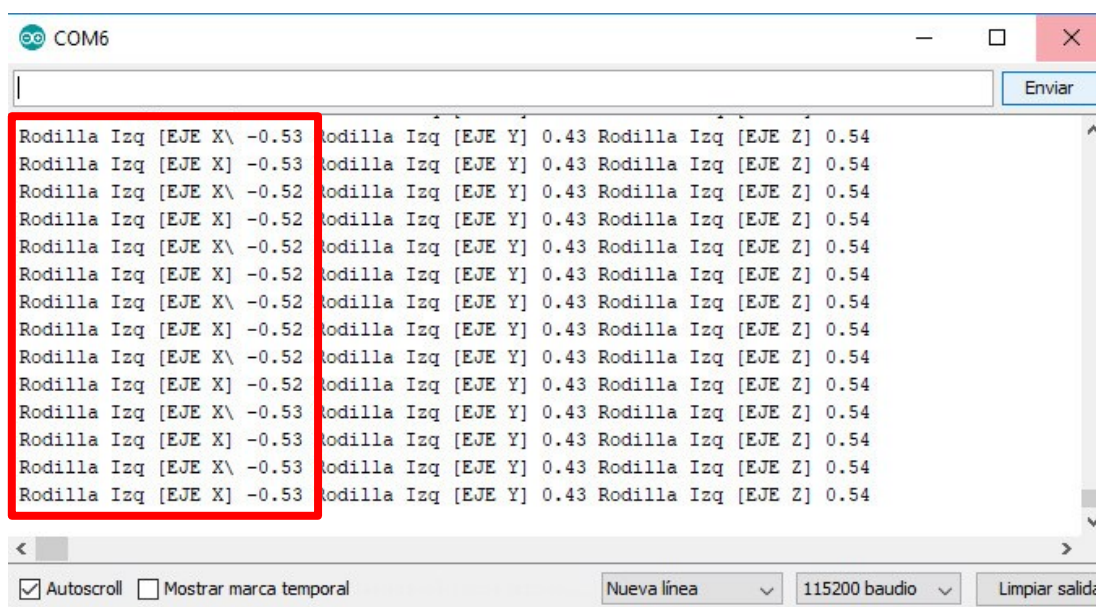


Figura 74. Modulo cadera 90 grados en Z - puerto serial

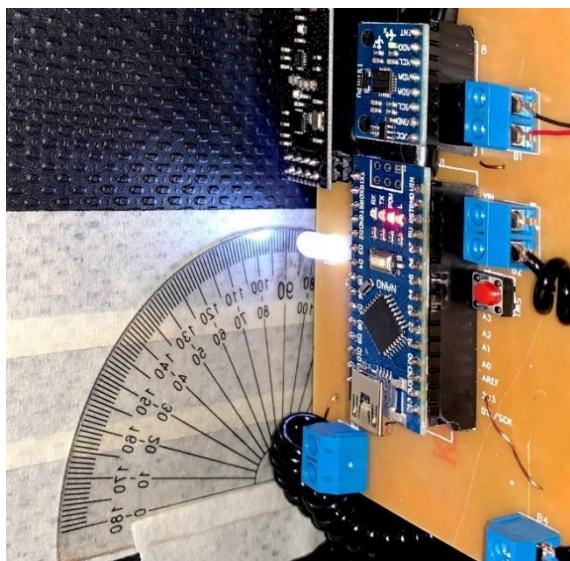


*Figura 75. Modulo Rodilla Izq 90 grados en X – físico*

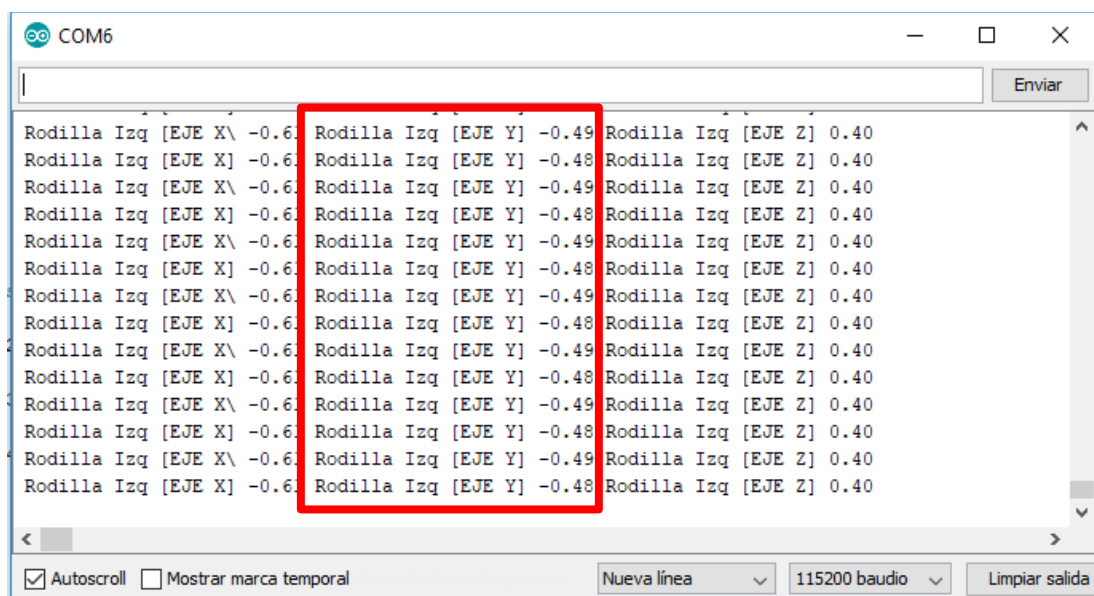


*Figura 76. Modulo Rodilla Izq 90 grados en X - puerto serial*





*Figura 77. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Y – físico*



*Figura 78. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Y - puerto serial*

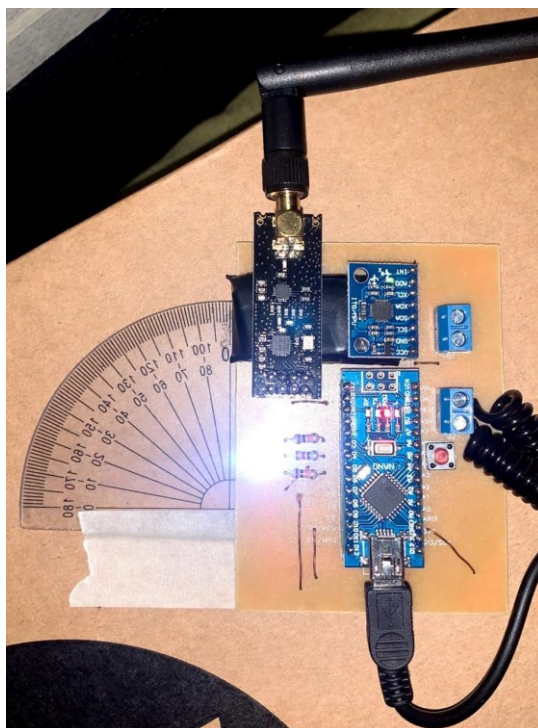


Figura 79. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Y – físico

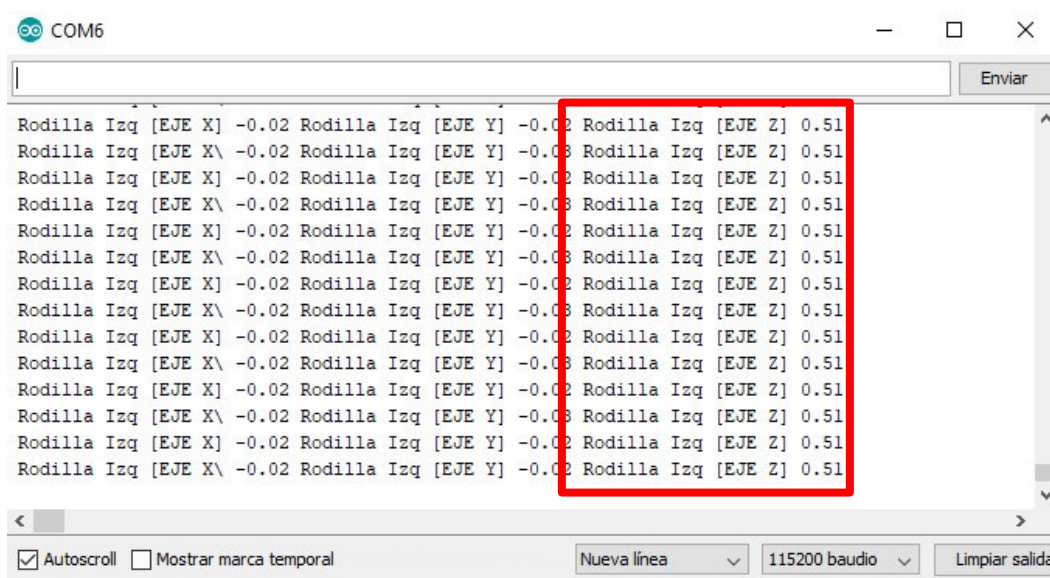


Figura 80. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Z - puerto serial

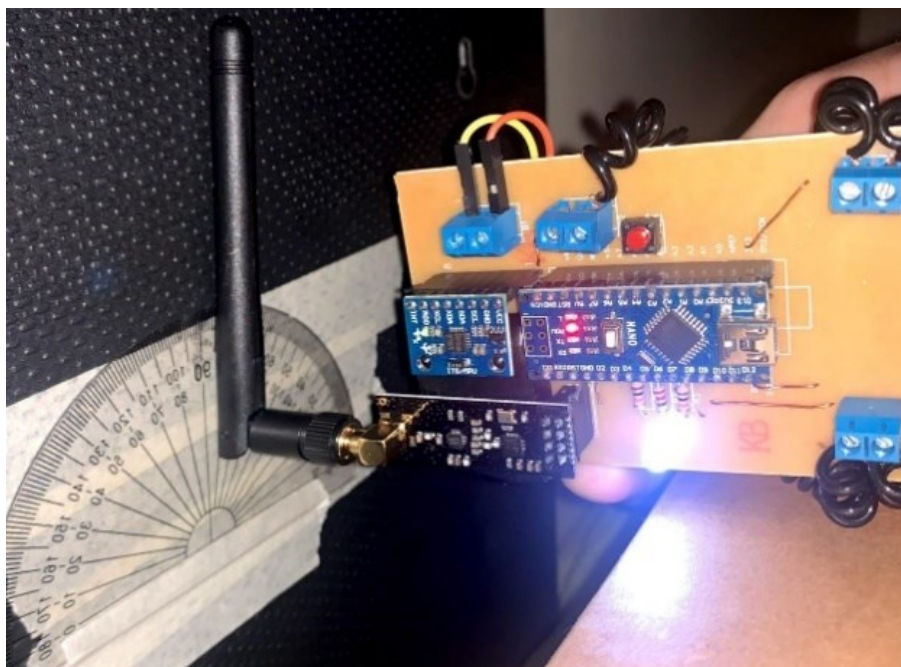


Figura 81. Modulo Rodilla Der 90 grados en X – físico

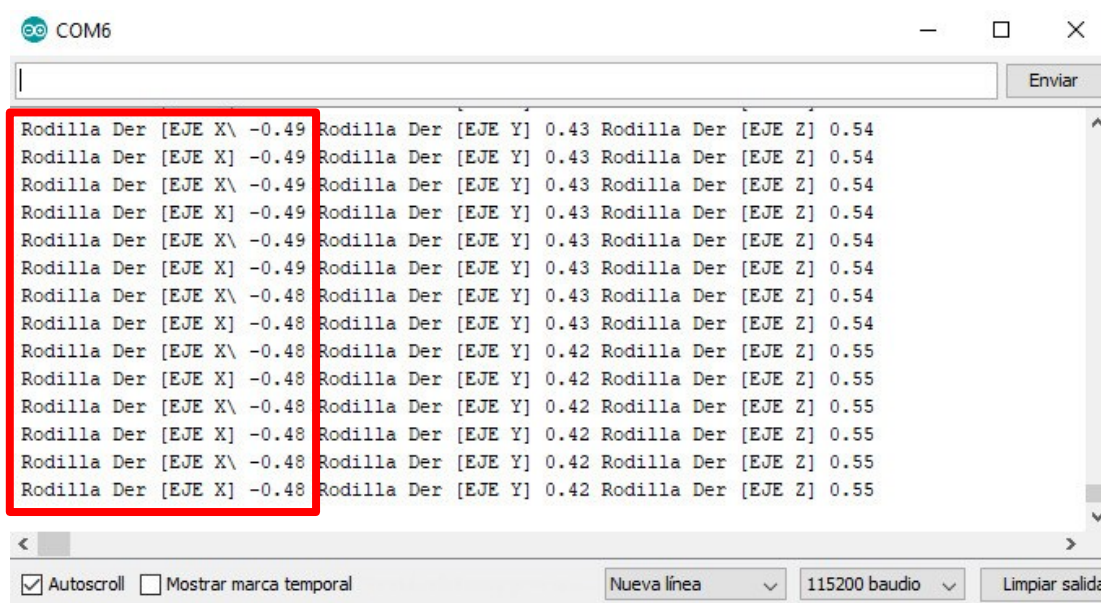
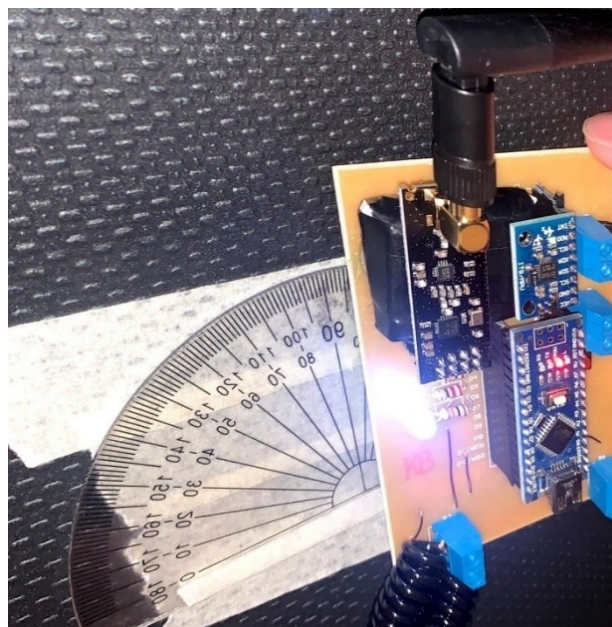
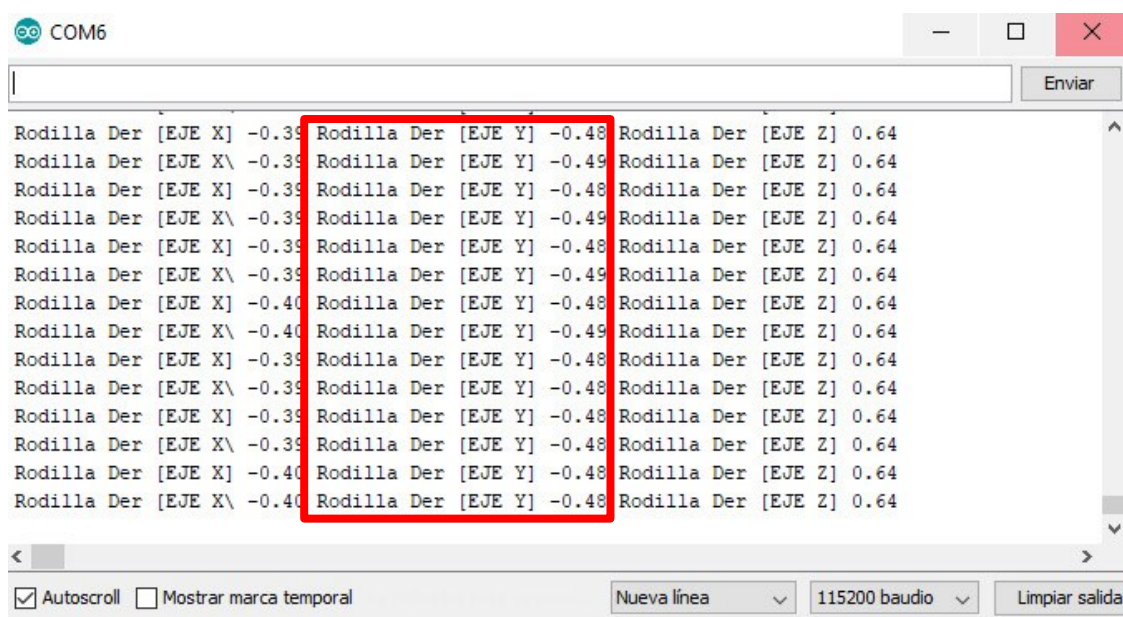


Figura 82. Modulo Rodilla Der 90 grados en X - puerto serial





*Figura 83. Modulo Rodilla Der 90 grados en Y – físico*



*Figura 84. Modulo Rodilla Der 90 grados en Y - puerto serial*

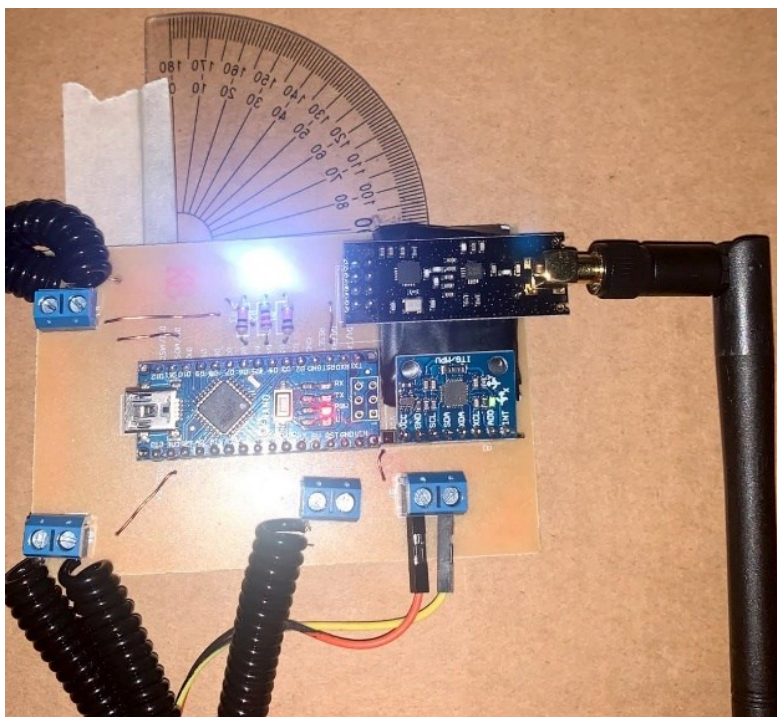


Figura 85. Modulo Rodilla Der 90 grados en Z – físico

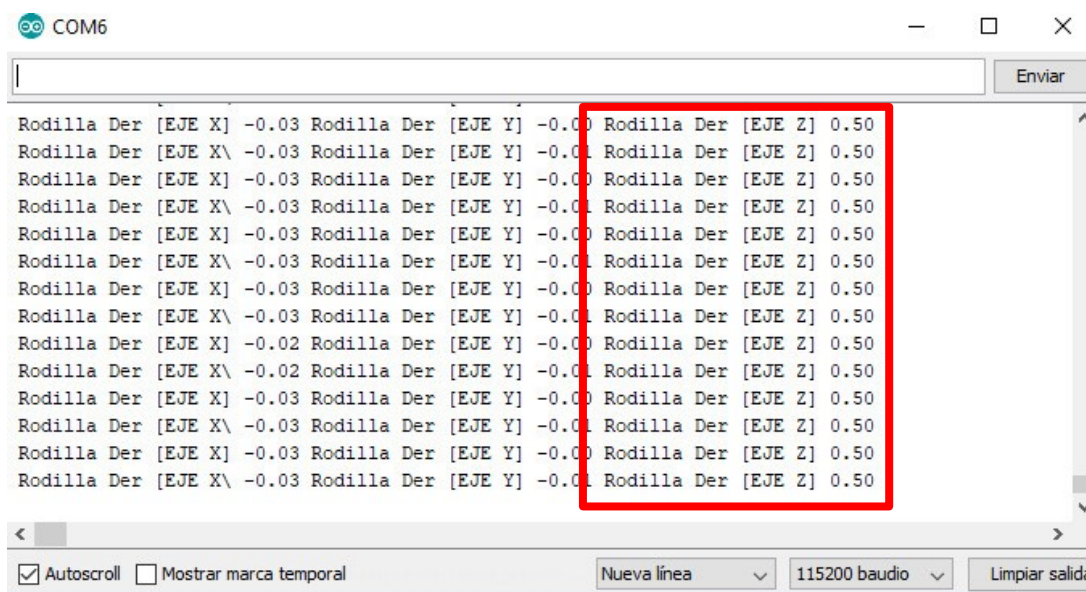


Figura 86. Modulo Rodilla Der 90 grados en Z - puerto serial



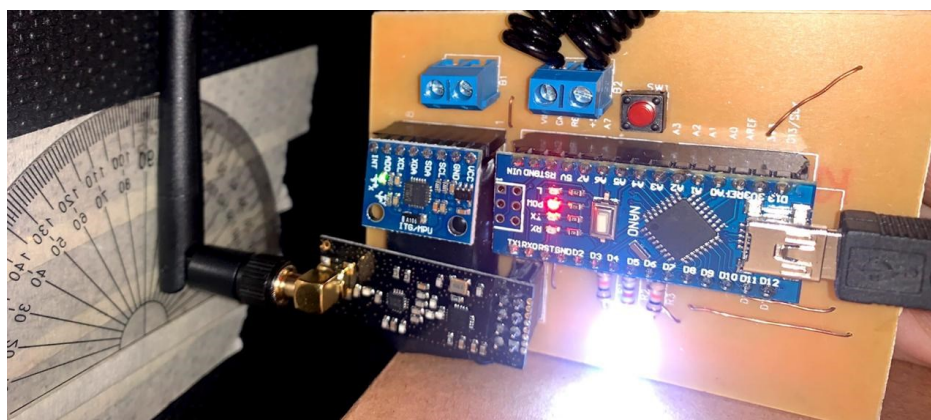


Figura 87. Módulo Tobillo Izq 90 grados en X – físico

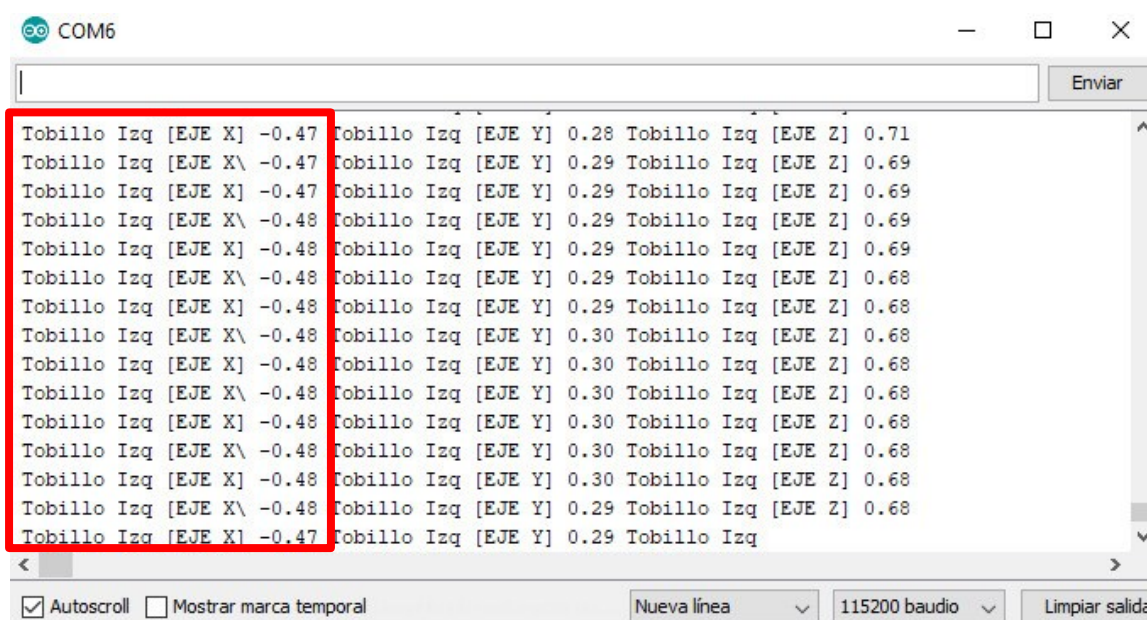
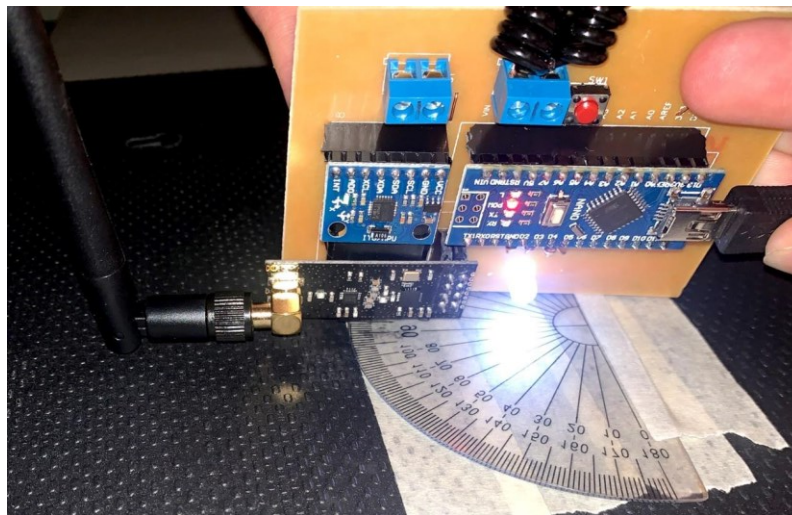
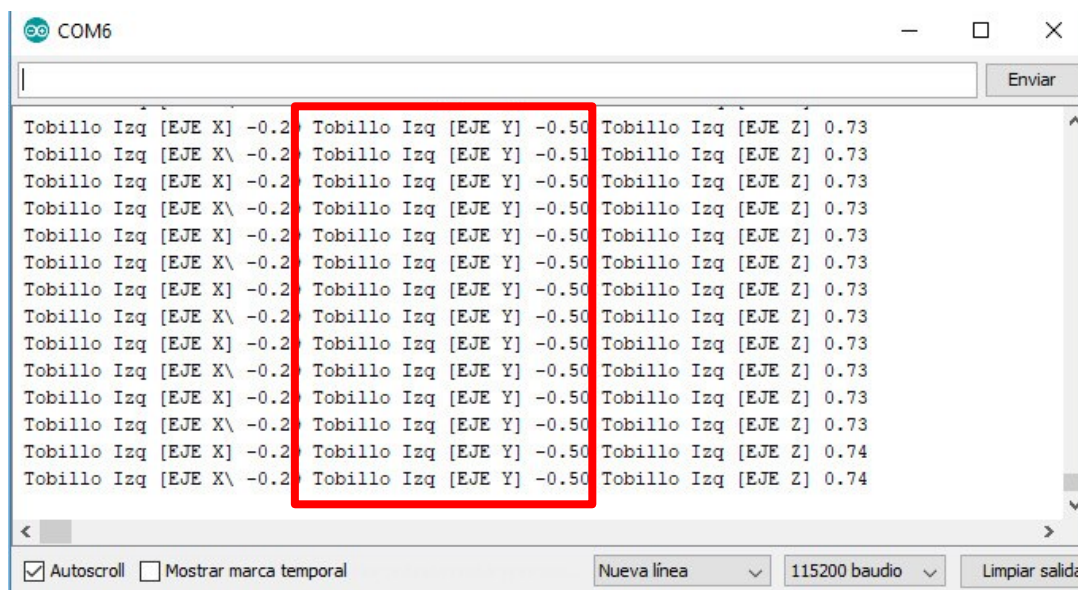


Figura 88. Módulo Tobillo Izq 90 grados en X - puerto serial



*Figura 89. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Y – físico*



*Figura 90. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Y - puerto serial*

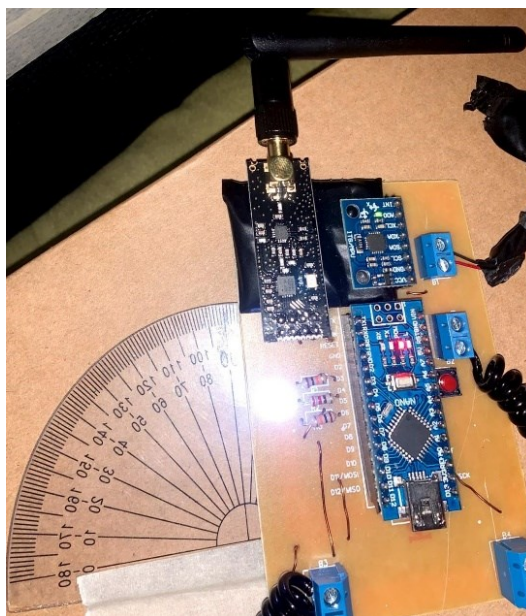


Figura 91. Módulo Tobillo Izq 90 grados en Z – físico

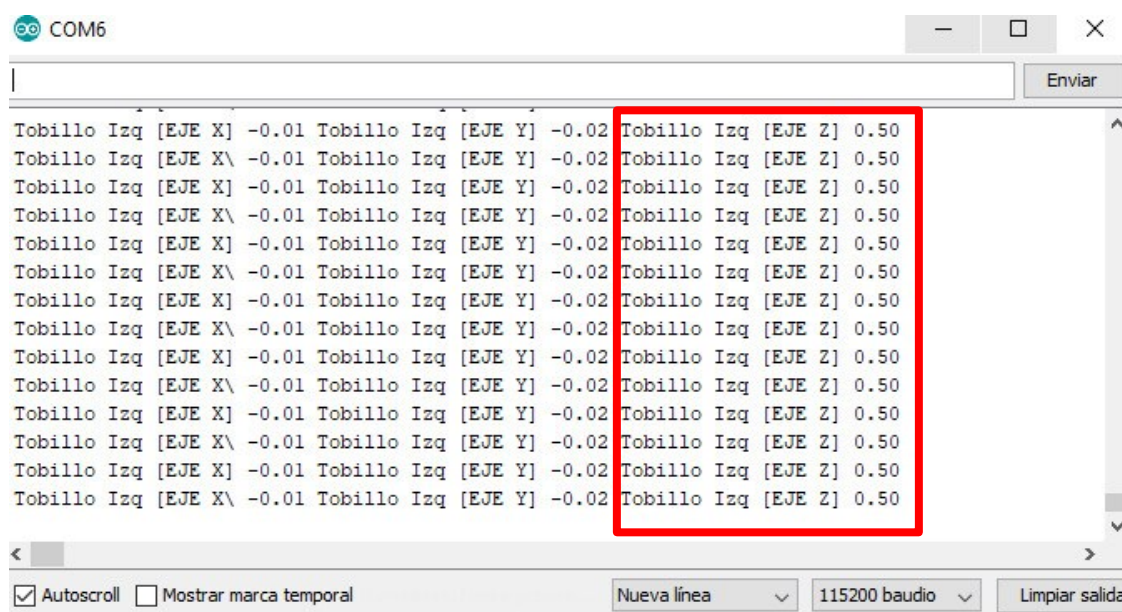


Figura 92. Módulo Tobillo Izq 90 grados en Z - puerto serial



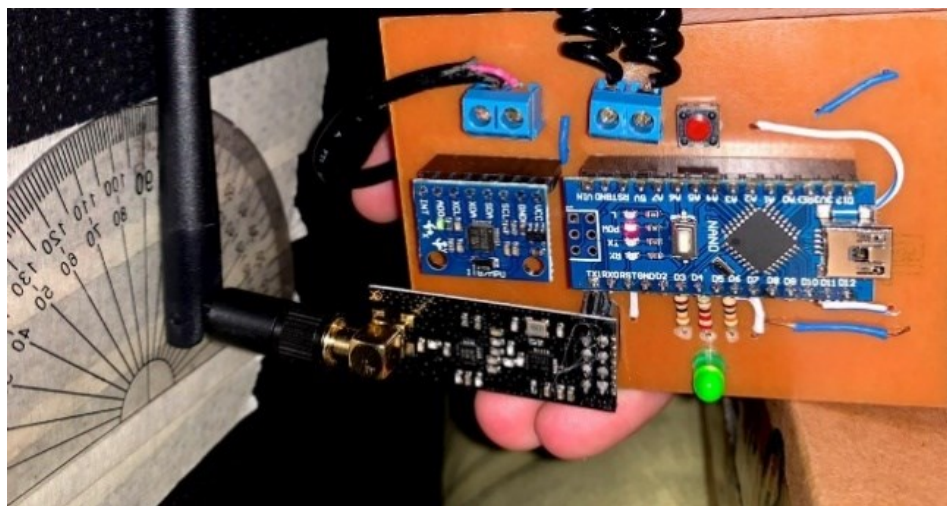


Figura 93. Módulo Tobillo Der 90 grados en X – físico

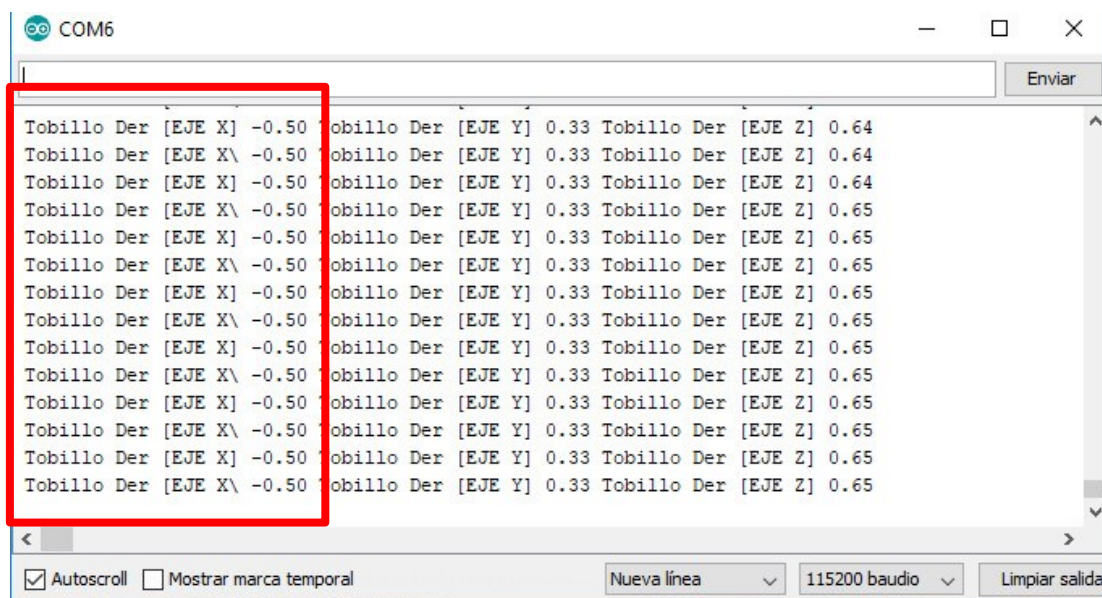


Figura 94. Módulo Tobillo Der 90 grados en X - puerto serial

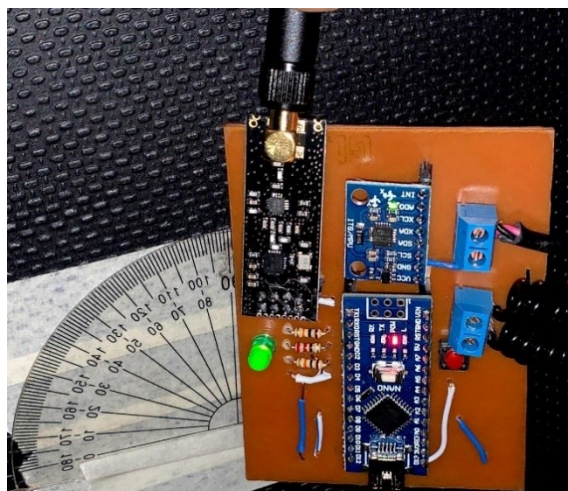


Figura 95. Modulo Tobillo Der 90 grados en Y – físico

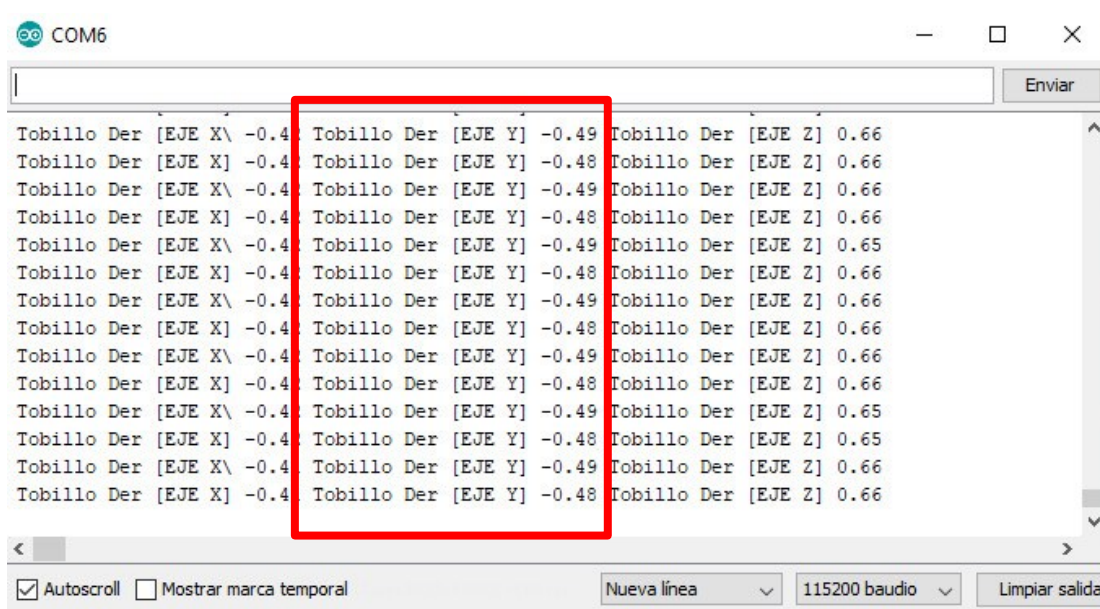


Figura 96. Modulo Tobillo Der 90 grados en Y - puerto serial

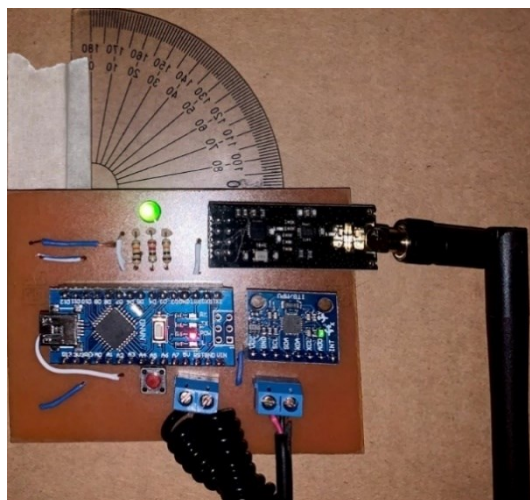


Figura 97. Modulo Tobillo Der 90 grados en Z – físico

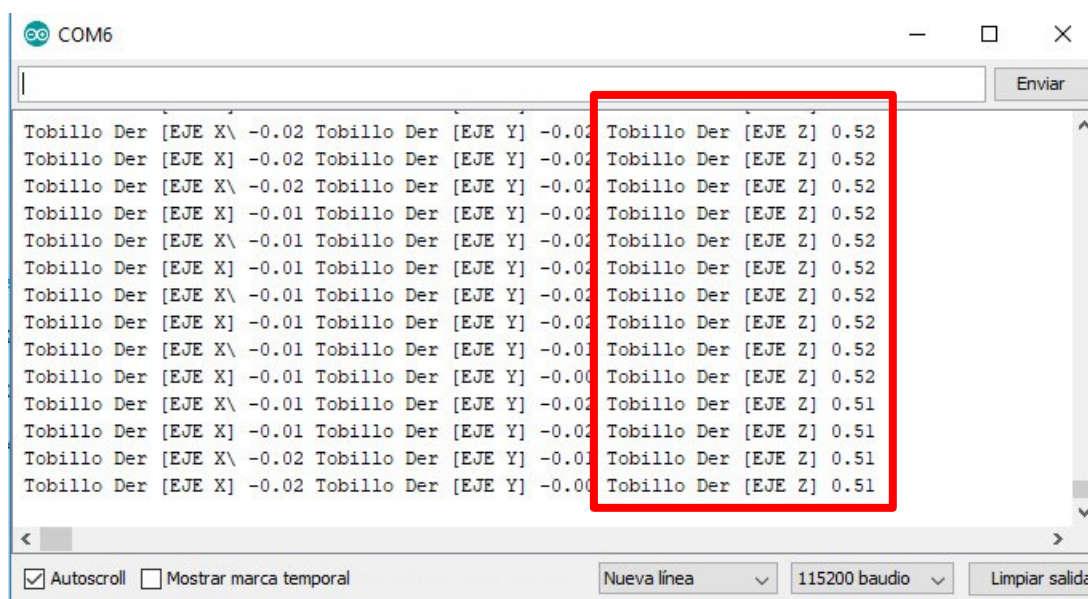


Figura 98. Modulo Tobillo Der 90 grados en Z - puerto serial

Acorde con los resultados obtenidos, se identificó que la unidad normalizada mínima del instrumento es de 0,01. Teniendo en cuenta que la sensibilidad equivale a la mitad del valor mínimo, y su equivalente en grados sería el producto con 180. El resultado obtenido es una sensibilidad de 0,9° en cada sensor articular.

Para medir el voltaje de salida del MPU6050, se tomó un multímetro y se ubicó en el pin A4 del Arduino NANO del módulo correspondiente. De igual manera, se repitió este procedimiento para medir el voltaje de alimentación de cada antena de transmisión.

Referente al rango de medición operativa de los módulos articulares y la frecuencia de muestreo, se implementó un circuito de prueba RT con el algoritmo de prueba del anexo 23.13 y el algoritmo de prueba del anexo 23.14 en Matlab. Teniendo en cuenta lo anterior, se inicializa la operación de los módulos y se procede a variar la asociación manualmente de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$  en los tres ejes. Tras finalizar el periodo de prueba se debe identificar el número de muestras tomadas en el periodo de análisis y los picos máximos y mínimos ejecutados durante la prueba.

A continuación, se observarán las pruebas asociados a los módulos articulares de la cadera, rodilla izquierda, rodilla derecha, tobillo izquierdo y tobillo derecho con los valores máximos, mínimos y sus respectivas frecuencias de muestreo.

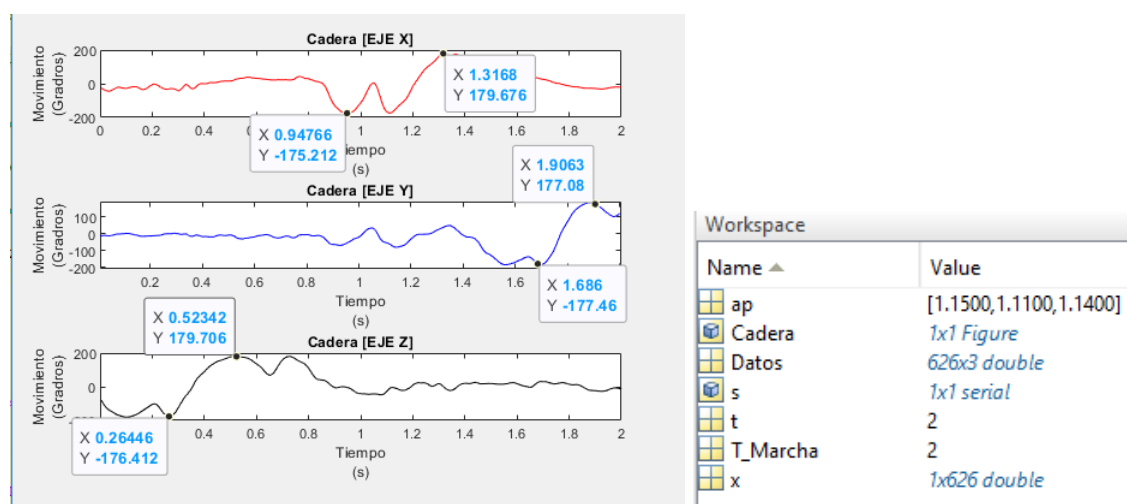


Figura 99. Rango de movimiento y muestras del módulo de la cadera



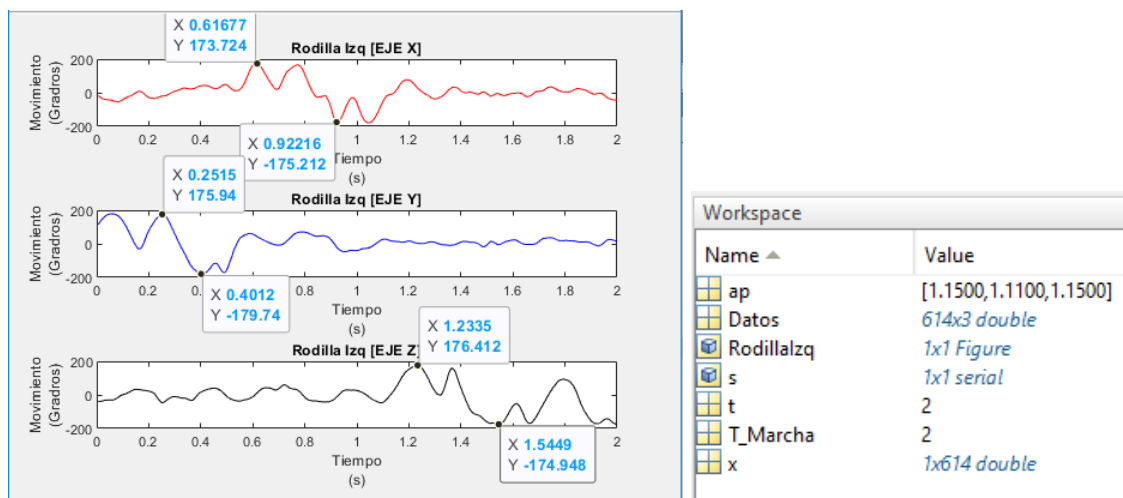


Figura 100. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Rodilla Izq

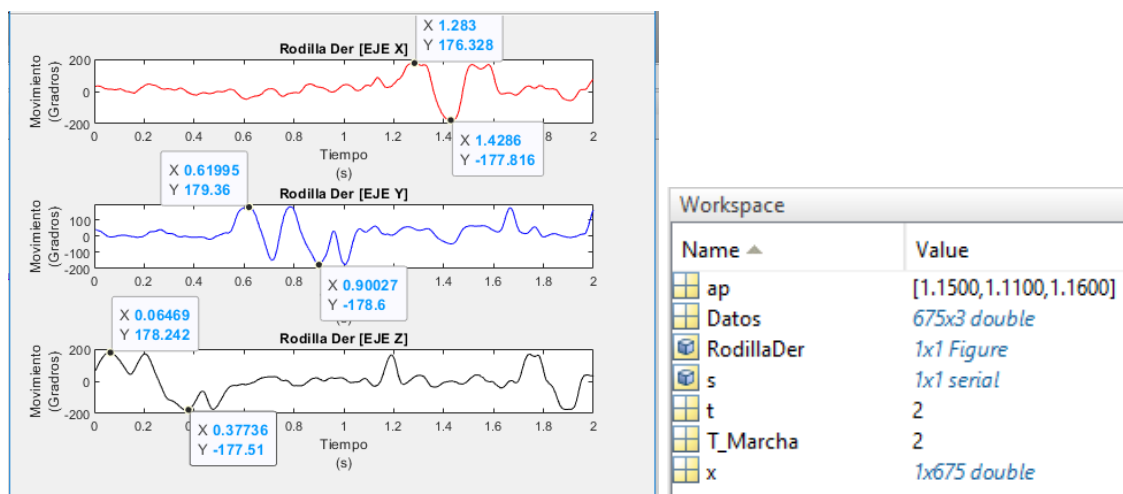


Figura 101. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Rodilla Der

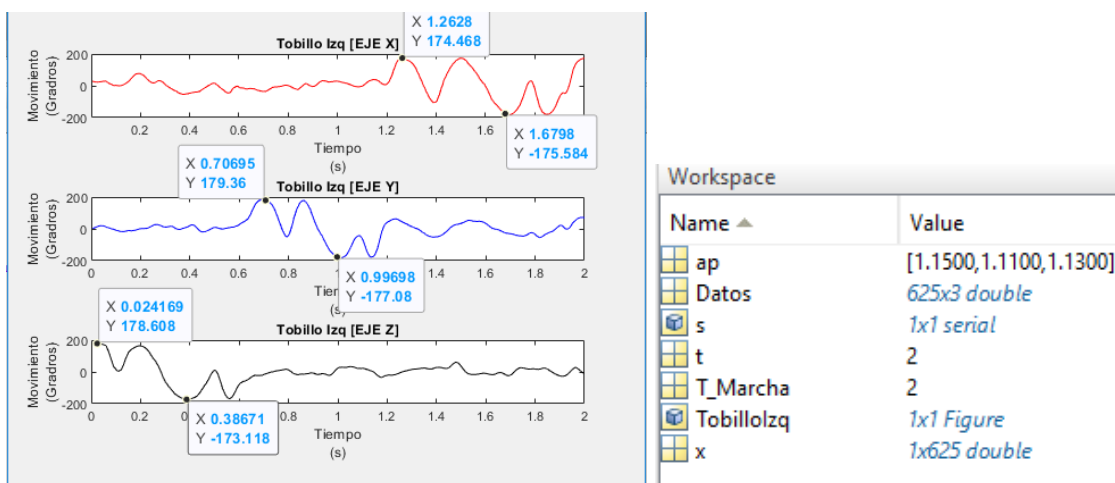


Figura 102. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Tobillo Izq

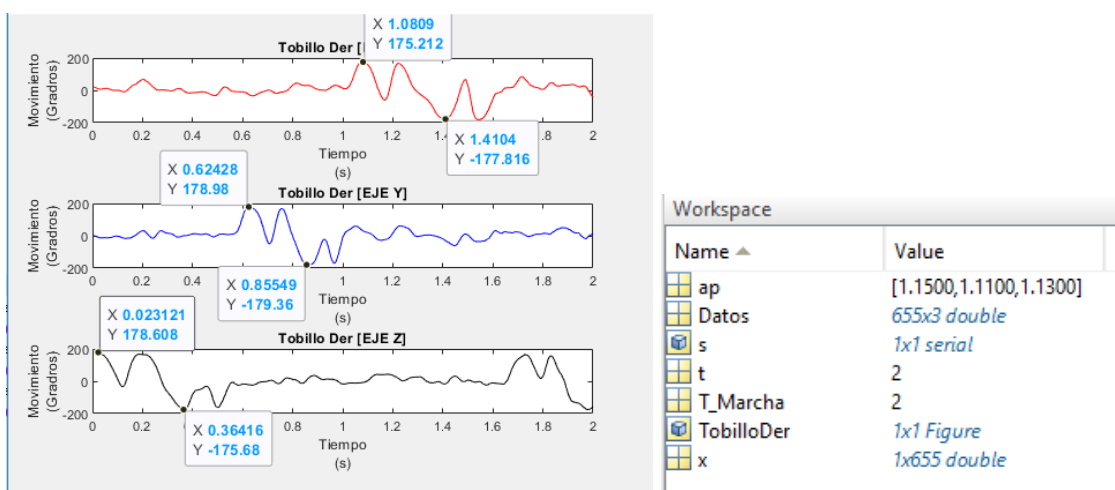


Figura 103. Rango de movimiento y muestras del módulo de la Tobillo Der

Teniendo en cuenta las evidencias recolectadas y mostradas anteriormente, se diligenciaron los resultados en la tabla 42. Sin embargo, debido a la situación actual y en vista de que no se cuenta con un osciloscopio para medir el tiempo de ejecución de cada módulo, no se pudo rellenar totalmente la tabla de resultados.

Tabla 42. Resultados del plan de pruebas del subsistema de Captura.

Tareas a realizar	Modulo	Valor Teórico	Valor Simulado	Valor Medido	Error Porcentual
Voltaje de salida del MPU	Cadera	5V	N/A	4,49 V	11,35%
	Rodilla Izq	5V	N/A	4,87 V	2,24%
	Rodilla Der	5V	N/A	4,34 V	15,20%
	Tobillo Der	5V	N/A	4,76 V	5,04%
	Tobillo Izq	5V	N/A	4,24 V	17,92%
Voltaje de alimentación de la antena de transmisión de cada módulo.	Cadera	3,3V	N/A	3,27 V	0,91%
	Rodilla Izq	3,3V	N/A	2,98 V	10,73%
	Rodilla Der	3,3V	N/A	3,14 V	5,09%
	Tobillo Der	3,3V	N/A	3,05 V	8,19%
	Tobillo Izq	3,3V	N/A	3,07 V	7,49%
Posicionar los módulos en 90 grados en cada eje.	Cadera	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,49 Y: 0,49 Z: 0,5	X: 2% Y: 2% Z: 0%
	Rodilla Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,53 Y: 0,49 Z: 0,51	X: 6% Y: 2% Z: 2%
	Rodilla Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,49 Y: 0,48 Z: 0,5	X: 2% Y: 4% Z: 0%
	Tobillo Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,5 Y: 0,48 Z: 0,52	X: 0% Y: 4% Z: 4%
	Tobillo Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,48 Y: 0,5 Z: 0,5	X: 4% Y: 0% Z: 0%
Numero de muestre del módulo articular en un periodo de 2 segundos	Cadera	600 muestras	N/A	626 muestras	0%
	Rodilla Izq	600 muestras	N/A	614 muestras	0%
	Rodilla Der	600 muestras	N/A	675 muestras	0%
	Tobillo Der	600 muestras	N/A	655 muestras	0%
	Tobillo Izq	600 muestras	N/A	625 muestras	0%
Rango de medida de la posición angular en grados	Cadera	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A	X: -175,21° a 179,67° Y: -177,46° a 177,08° Z: -176,41° a 179,7°	X: 1,42% Y: 1,51% Z: 1,08%
	Rodilla Izq	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A	X: -175,21° a 173,72° Y: -179,74° a 175,94° Z: -174,94° a 176,41°	X: 3,07% Y: 1,2% Z: 2,4%
	Rodilla Der	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A	X: -177,81° a 176,32° Y: -176,6° a 179,36° Z: -177,51° a 178,24°	X: 1,63% Y: 1,12% Z: 1,18%
	Tobillo Der	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A	X: -177,81° a 175,21° Y: -179,36° a 178,98° Z: -175,68° a 178,6°	X: 1,94% Y: 0,46% Z: 1,59%
	Tobillo Izq	X: -180° a 180° Y: -180° a 180° Z: -180° a 180°	N/A	X: -174,46° a 175,58° Y: -177,08° a 179,36° Z: -173,12° a 178,01°	X: 2,77% Y: 0,99% Z: 2,46%
Sensibilidad	Todos	N/A	N/A	0,9°	N/A

## *13.2 Subsistema de recepción*

### *13.2.1 Implementación del subsistema de recepción*

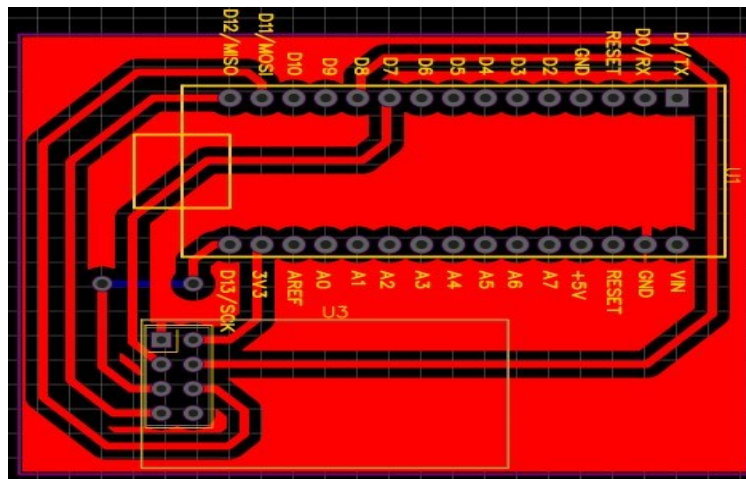
Este subsistema consta de un único modulo el cual tendrá la función de recibir inalámbricamente la información de los cinco módulos articulares que se encuentran en el subsistema de captura, por medio de tramas o paquetes. De igual manera este subsistema busca segmentar la información, guardarla y enviarla por un medio USB a la computadora.

Este único modulo consta de dos dispositivos de interés, por un lado, el dispositivo orientado a la comunicación inalámbrica y, por otro lado, el dispositivo encargado de segmentar la información y permitir la comunicación con el subsistema de interfaz gráfica.

Para la parte de segmentado se utilizó el Arduino nano v3 dada la compatibilidad entre el dispositivo y los módulos articulares. Además de proporcionar un mejor envío de datos por medio de comunicación USB. Por otro lado, para la parte de comunicación inalámbrica se usó el dispositivo NRF24L01, dicho dispositivo se escogió debido a la compatibilidad con los diferentes modelos articulares, dejando así una única frecuencia de comunicación. En este caso el NRF24L01 pasara a trabajar como receptor, a diferencia de los módulos articulares que funcionaban como transmisores.

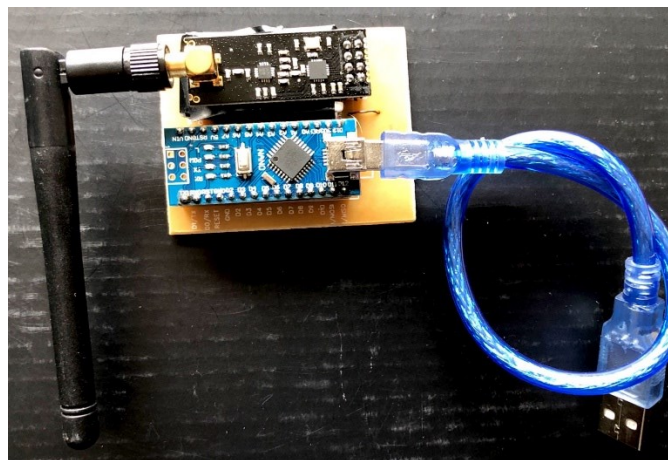
Se tuvo en cuenta el esquema evidenciado en el capítulo de diseño para elaborar el diseño de la PCB evidenciada en la figura 104 correspondiente al subsistema de recepción.





*Figura 104. PCB del módulo de Recepción.*

Teniendo ya implementada la PCB, se procedió a implementar el módulo de recepción. En la figura 105 se evidencia la implementación total del subsistema.



*Figura 105. Módulo de recepción.*

### *13.2.2 Pruebas del subsistema de recepción*

Siguiendo la metodología del plan de pruebas del subsistema de recepción, se conectaron los módulos articulares al computador, y a cada uno de ellos se cargó el algoritmo evidenciado en el anexo 23.6 que es el encargado de enviar la trama de datos. Esta trama consta de 15 datos y 5 encabezados que deben indicar el módulo de origen, esto con el fin de simular la misma cantidad de datos que envían los módulos articulares en conjunto. Para la recepción de datos, se conectó el módulo de recepción ubicado en otro computador y se le fue cargado el algoritmo del anexo 23.4.

Para verificar que el subsistema presenta un área de cobertura óptima, se ubicaron los módulos articulares a una distancia igual o mayor a 5 metros. Haciendo uso de un metro (Instrumento análogo) y un medidor de distancia digital, se midió la distancia entre el receptor y los módulos articulares. Teniendo en cuenta la dinámica anterior, se realizó la prueba en espacio libre (comunicación directa) y obstaculizada (presencia de personas u objetos intermedios).

En la Figura 106 se puede observar que la distancia en línea directa hasta la salida de la zona de operación, con una distancia de 3,42m y genera una hipotenusa de 3,71m con respecto al brazo del medidor.



*Figura 106. Distancia entre el módulo receptor y apertura de la zona de operación.*

Posteriormente se realizó una segunda medida desde la entrada de la zona del operario hasta un sector distanciado. La distancia medida fue de 4,34m y teniendo en cuenta las leyes trigonométricas, la hipotenusa y a la distancia total entre los módulos es de 5,525m.



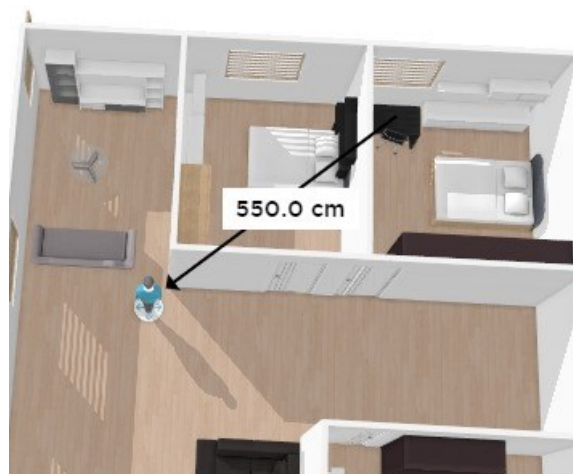
*Figura 107. Medición entre la apertura de la zona de operación y zona de prueba.*

Una vez determinada la distancia de prueba, se deben definir los obstáculos implementados en la prueba. En el trayecto de los módulos se encuentran dos paredes de cemento con varillas estructurales internas, adicionalmente se ubicó un sujeto voluntario en frente de los módulos.



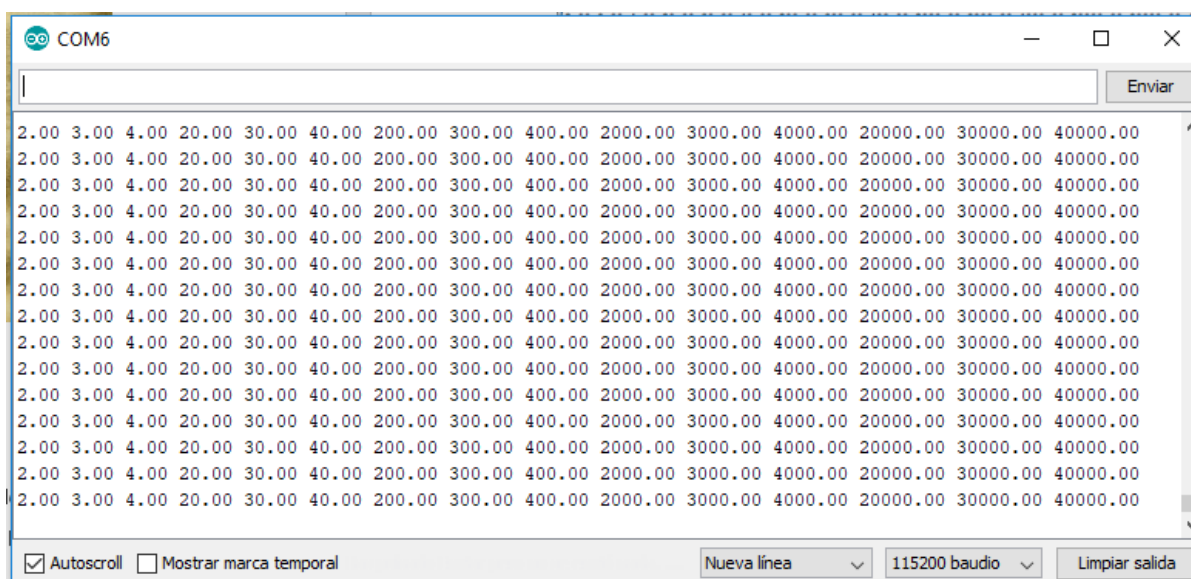
*Figura 108. Sujeto obstáculo de transmisión.*

Con el propósito de ilustrar con mayor claridad el trayecto realizado, la ubicación de los módulos, distancia y los obstáculos presentes en la prueba, se realizó un esquema tridimensional en donde se ilustra el entorno de trabajo aproximado tras la implementación y prueba del subsistema.



*Figura 109. Representación gráfica de la prueba de recepción con obstáculo*

Una vez establecidos todas las condiciones de trabajo de la prueba, se procede a encender y conectar los módulos y poner en funcionamiento estos. Tras la puesta en operación de la prueba, se pudo observar que en el monitor serial del módulo receptor no hubo problemas con los tramos transmitidos. Estos datos se dividen en tramos de 3 por modulo, lo cual suma un total de 15 datos recibidos por el módulo receptor. Esta característica es debido a que los requerimientos de funcionamientos del componente de transmisión especificados por el fabricante indican que es posible realizar comunicación de hasta 1000m sin obstáculos.



*Figura 110. Monitor serial de la prueba del módulo receptor con obstáculo.*

Después de ejecutada la prueba con obstáculos, se realizó una en línea directa para corroborar la recepción de los datos. Para el desarrollo de esta prueba se ubicaron los módulos articulares a una distancia de aproximadamente 5 metros del módulo receptor.





*Figura 111. Distancia entre el módulo receptor y los módulos articulares en línea directa.*

Se conectaron los módulos articulares al computador y a cada uno de ellos se le cargo el algoritmo evidenciado en el anexo 23.6 que es el encargado de enviar la trama de datos. Al igual que en la prueba con obstáculos, la trama enviada consta de 15 datos y 5 encabezados que deben indicar el módulo de origen, esto con el fin de simular la misma cantidad de datos que envían los módulos articulares en conjunto.

Tras la puesta en operación de la prueba, al ejecutar el monitor serial del módulo receptor se pueden observar sin problemas los tramos transmitidos por los módulos articulares. Estos datos se dividen en tramos de 3 por modulo, lo cual suma un total de 15 datos recibidos por el módulo receptor.

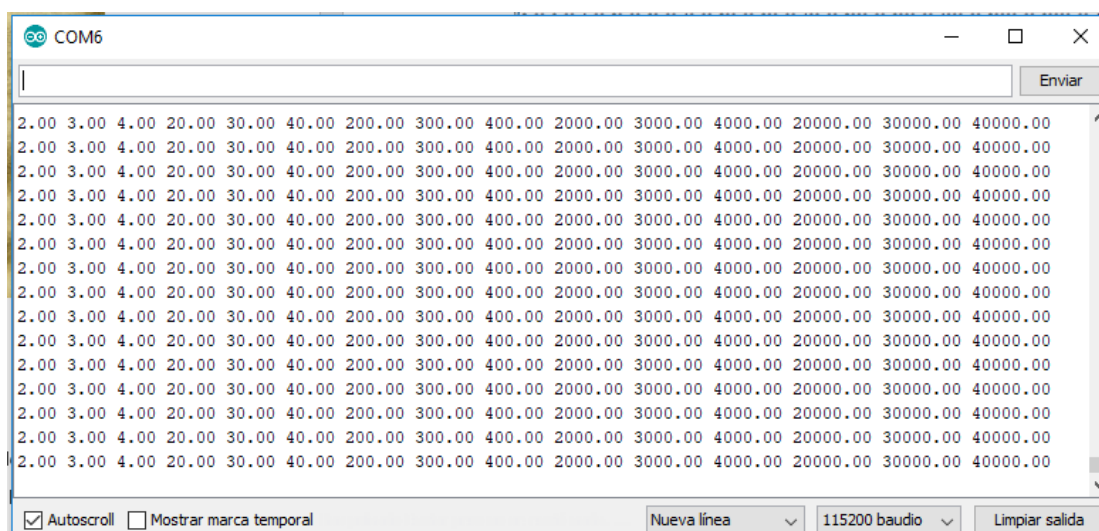


Figura 112. Monitor serial de la prueba del módulo receptor en línea directa.

Teniendo en cuenta las evidencias recolectadas y mostradas anteriormente, se diligenciaron los resultados en la tabla 43.

Tabla 43. Resultados plan de pruebas subsistema de recepción

Tareas a realizar	Valor Teórico o Enviado	Valor Simulado	Valor Medido o Recibido.	Error Porcentual
Voltaje de alimentación de la antena de transmisión del módulo de recepción.	3,3V	N/A	3,2 v	1%
Datos enviados inalámbricamente por los módulos articulares con obstáculo en medio.	2, 3, 4	N/A	2, 3, 4	0%
	20, 30, 40	N/A	20, 30, 40	0%
	200, 300, 400	N/A	200, 300, 400	0%
	2000, 3000, 4000	N/A	2000, 3000, 4000	0%
	20000, 30000, 40000	N/A	20000, 30000, 40000	0%
Datos enviados inalámbricamente por los módulos articulares en línea directa.	2, 3, 4	N/A	2, 3, 4	0%
	20, 30, 40	N/A	20, 30, 40	0%
	200, 300, 400	N/A	200, 300, 400	0%
	2000, 3000, 4000	N/A	2000, 3000, 4000	0%
	20000, 30000, 40000	N/A	20000, 30000, 40000	0%
Distancia	5m	N/A	5,525m	10,5%



### 13.3 Subsistema de interfaz grafica

#### 13.3.1 Implementación del subsistema de interfaz grafica

Este subsistema se encarga de la lectura y el almacenamiento de los datos recibidos por el subsistema de recepción. Para este caso se realiza un procesamiento de los datos obtenidos, con el fin de generar las gráficas de salida correspondientes a los movimientos de las articulaciones. De esta forma, la implementación del subsistema se llevó a cabo en un computador en el software MATLAB.

Para la implementación de este subsistema se diseñó una interfaz gráfica (código en el anexo 23.8) de fácil uso y muy sencilla de entender en App Designer de MATLAB. Esto permite que para el usuario final sea más fácil hacer revisión de las gráficas y de los datos que hay en ellas. El diseño de dicha interfaz se evidencia en la figura 113.



Figura 113. Interfaz grafica

Esta interfaz gráfica cuenta con ocho botones (iniciar ciclo, analizar con referencia, reset, cadera, tobillo derecho, tobillo izquierdo, rodilla derecha y rodilla izquierda) que tienen las siguientes funciones:

1. **Iniciar ciclo:** el inicio de la toma de datos para un ciclo de marcha (el tiempo de captura es de aproximadamente 2 segundos).
2. **Analizar con referencia:** haya el valor máximo, mínimo y promedio de la articulación seleccionada, para ver las gráficas de acuerdo a la referencia asignada a cada eje de cada articulación.
3. **Reset:** la restauración de la interfaz a su estado original para la toma de otro ciclo.
4. **Cadera:** visualización de las gráficas correspondientes a la cadera.
5. **Tobillo Derecho:** visualización de las gráficas correspondientes a el tobillo derecho.
6. **Tobillo Izquierdo:** visualización de la graficas correspondientes a el tobillo izquierdo.
7. **Rodilla Derecha:** visualización de las gráficas correspondientes a la rodilla derecha.
8. **Rodilla Izquierda:** visualización de las gráficas correspondiente a la rodilla izquierda.

### *13.3.2 Pruebas del subsistema de interfaz grafica*

Para realizar la prueba correspondiente al intervalo de transición cíclica del dispositivo, se usó la siguiente metodología:

1. Conectar un Arduino al computador e implementar el algoritmo del anexo 23.11 (este algoritmo envía una trama de datos al mismo tiempo para todos los botones

de forma sinusoidal entre  $-180$  y  $180$ , para evidenciar que se cumple con el intervalo deseado en cada una de las articulaciones).

2. Abrir el software Matlab y ejecutar el algoritmo de interfaz gráfica (anexo 23.8).
3. Ejecutar la interfaz gráfica (figura 114).
4. Seleccionar con el puntero y hacer clic en "Iniciar Ciclo".



*Figura 114. Iniciar ciclo en la interfaz grafica*

5. Esperar 2 segundos.
6. Hacer clic en los botones "Cadera", "Rodilla Izquierda", "Rodilla Derecha", "Tobillo Izquierdo" y "Tobillo Derecho".
7. Verificar que las gráficas correspondan a una transición cíclica de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$ .

Las evidencias correspondientes a las gráficas generadas por la interfaz se observan desde la figura 115 a 119.

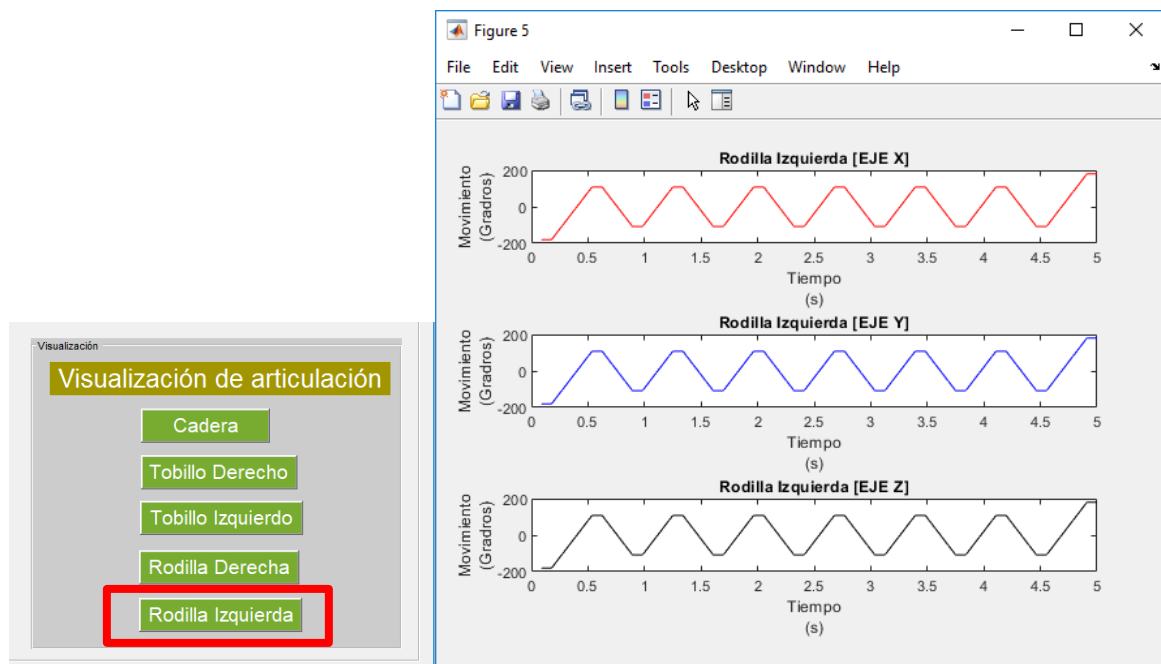


Figura 115. Prueba interfaz gráfica Rodilla izq.

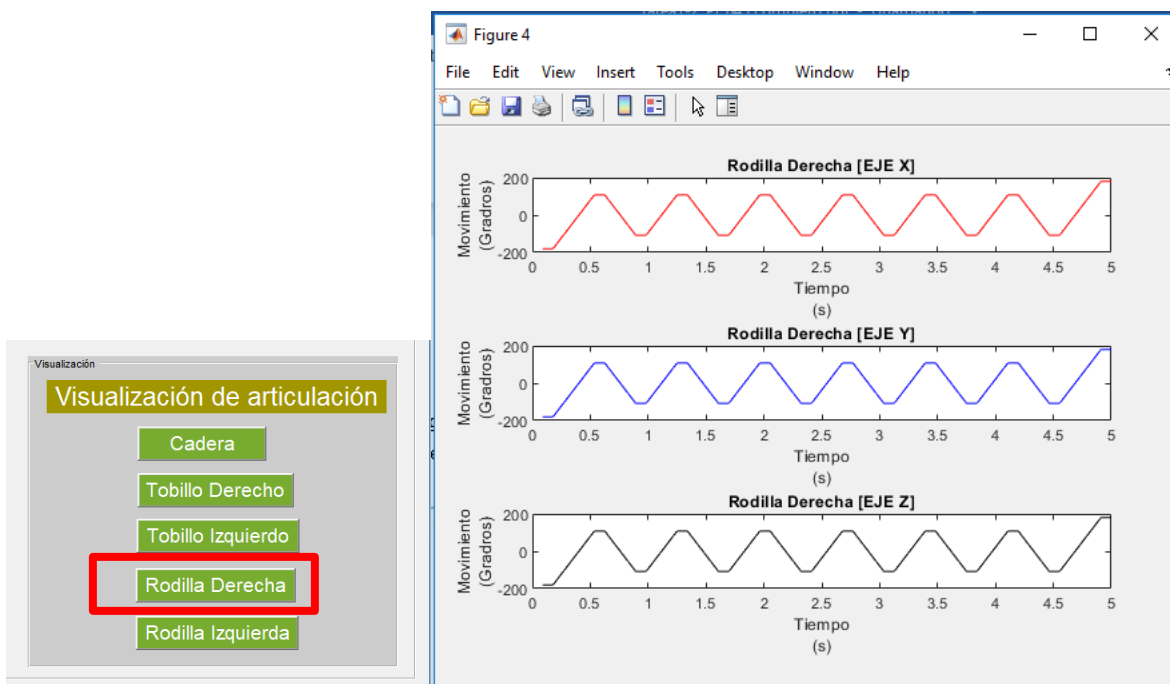


Figura 116. Prueba interfaz gráfica Rodilla Der.

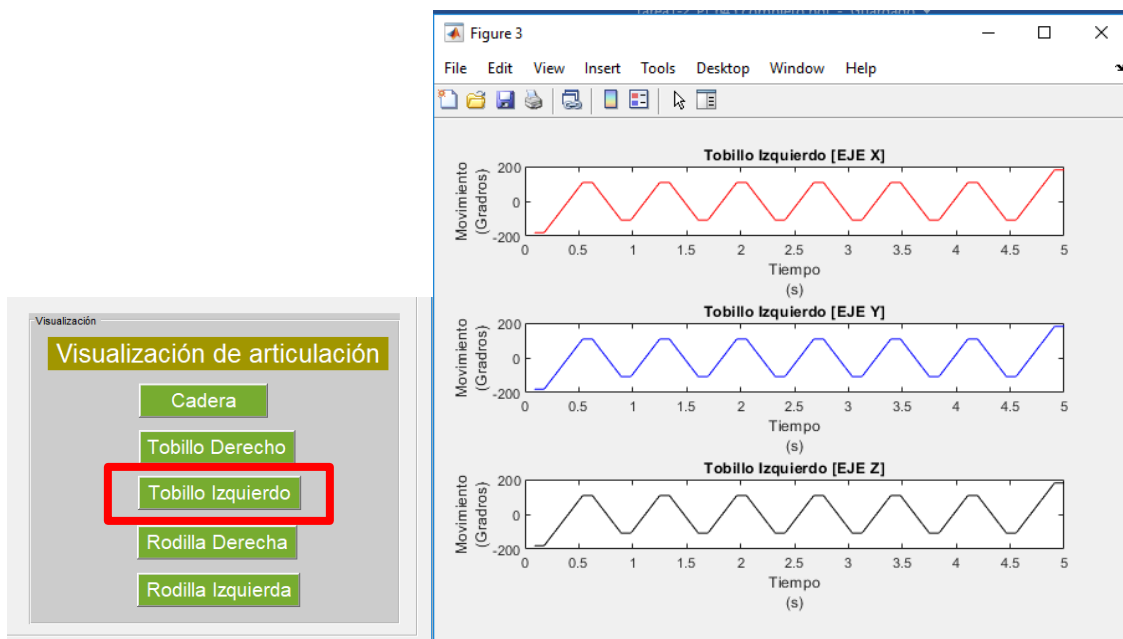


Figura 117. Prueba interfaz gráfica Tobillo Izq

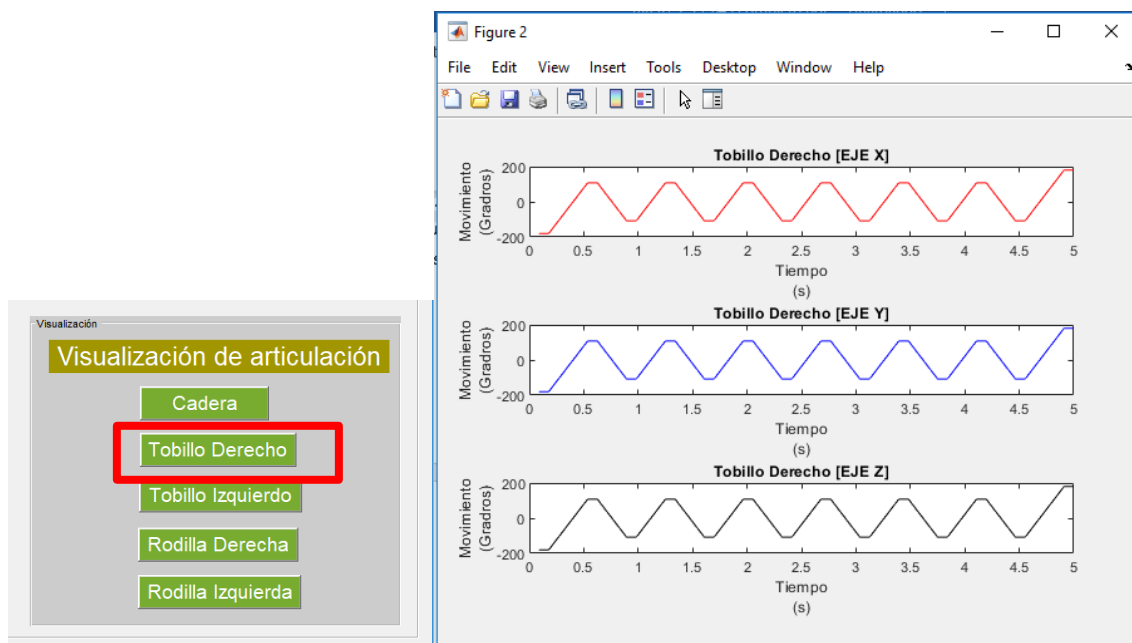


Figura 118. Prueba interfaz gráfica Tobillo Der

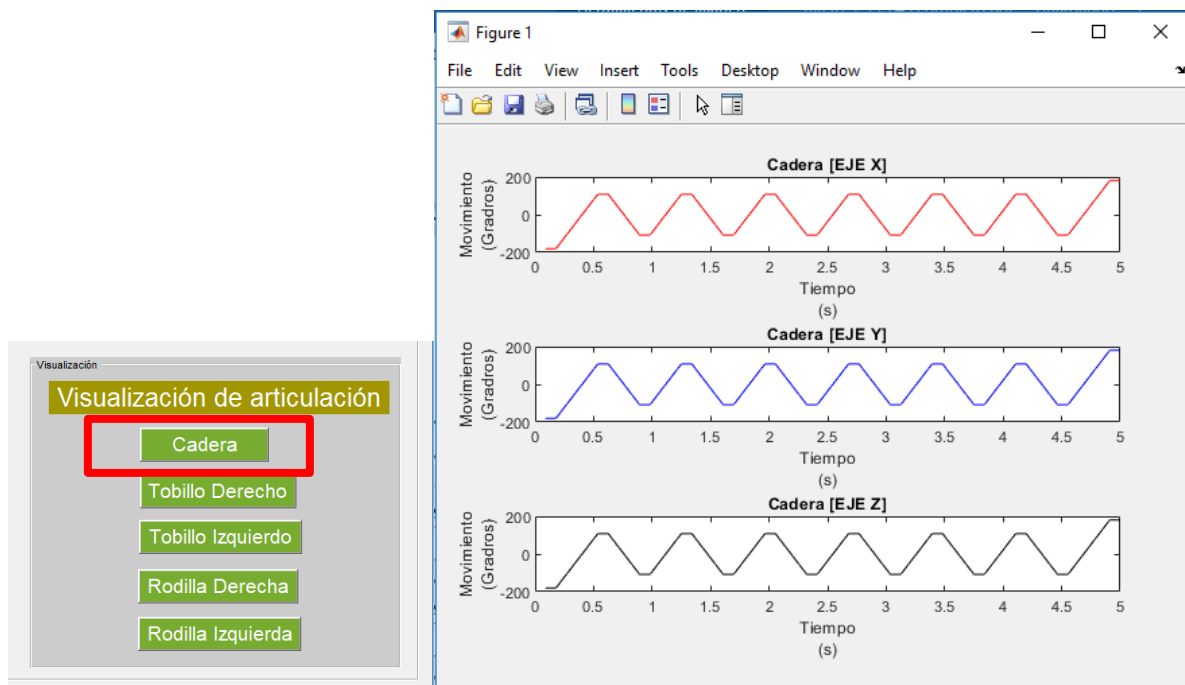


Figura 119. Prueba interfaz cadera

Para observar el funcionamiento de la comparación realizada por el subsistema de interfaz gráfica, de los datos capturados con respecto a una referencia, se insertaron diferentes casos de ejemplo para exponer el principio de funcionamiento y parámetros a comparar.

Para comprobar el funcionamiento de la operación tras seleccionar el botón "Analizar con Referencia" se insertaron tres diferentes casos de ejemplo. El primer caso representa dos funciones seno exactamente iguales, por lo que los diferenciales de valor máximo, mínimo y promedio deben ser cero. Las gráficas y resultados de dicho caso se evidencian en la figura 120 y figura 121 respectivamente.

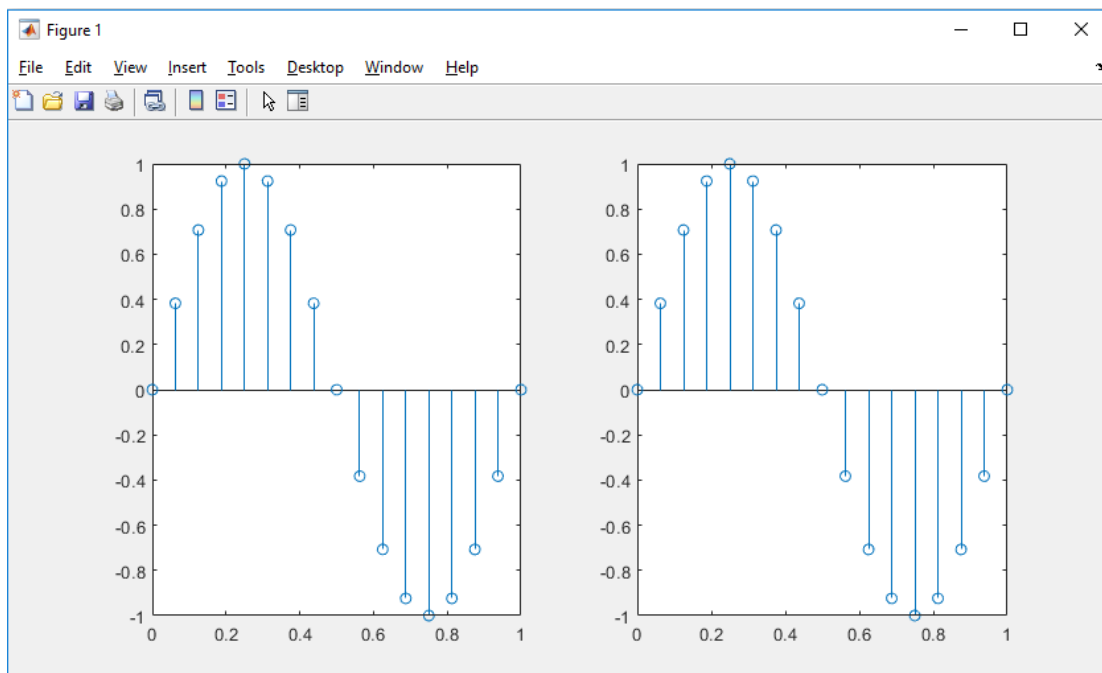


Figura 120. Graficas iguales

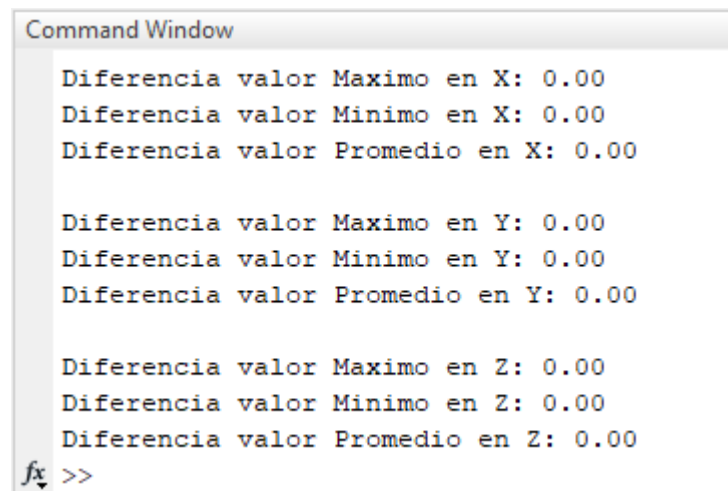


Figura 121. Resultados de diferencial para dos graficas iguales

El segundo caso a tener en cuenta es cuando la gráfica capturada está desfasada con respecto a la referencia, para el siguiente caso los diferenciales deben ser iguales o muy similares. Las gráficas y resultados de dicho caso se evidencian en la figura 122 y 123 respectivamente.

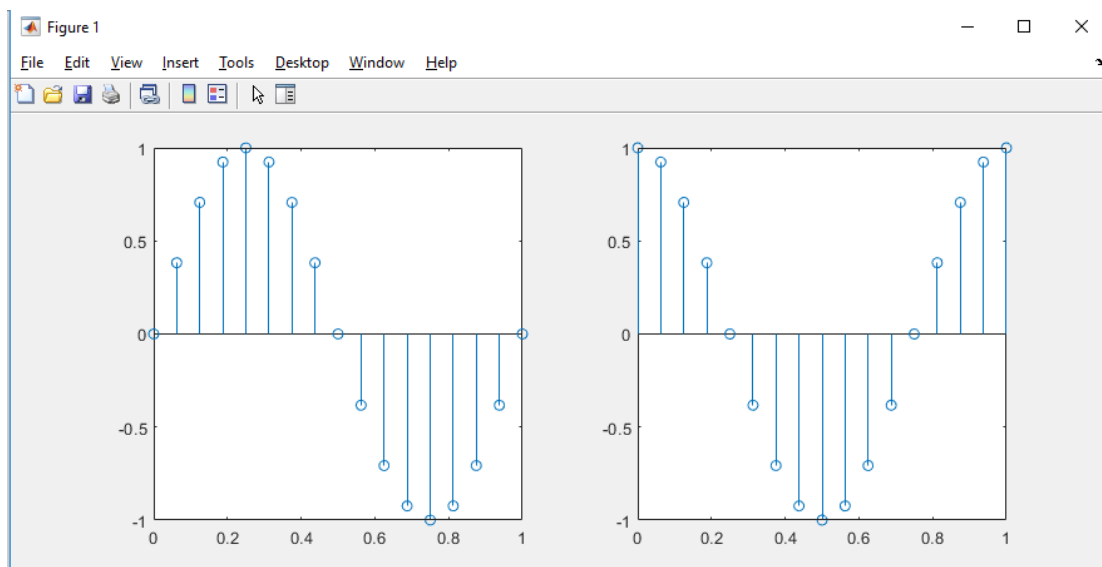


Figura 122. Dos graficas iguales y desfasadas

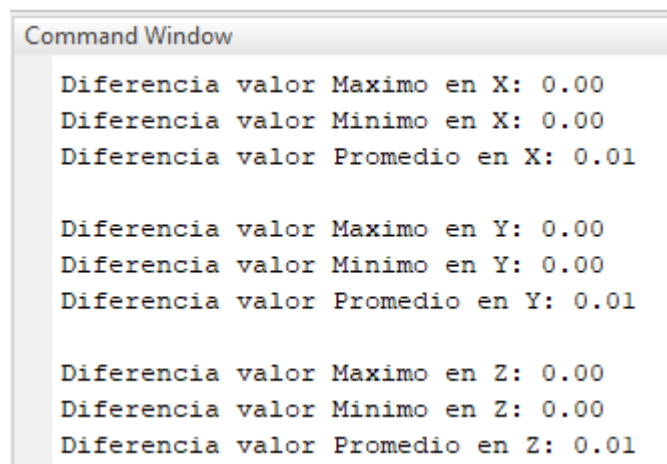


Figura 123. Resultados de diferencial para dos graficas iguales y desfasadas

Como tercer y último caso esta cuando las gráficas están desfasadas y con amplitudes diferentes. El siguiente caso debe representar un diferencial notable en los tres parámetros de análisis. Las gráficas y resultados de dicho caso se evidencian en la figura 124 y 125 respectivamente.



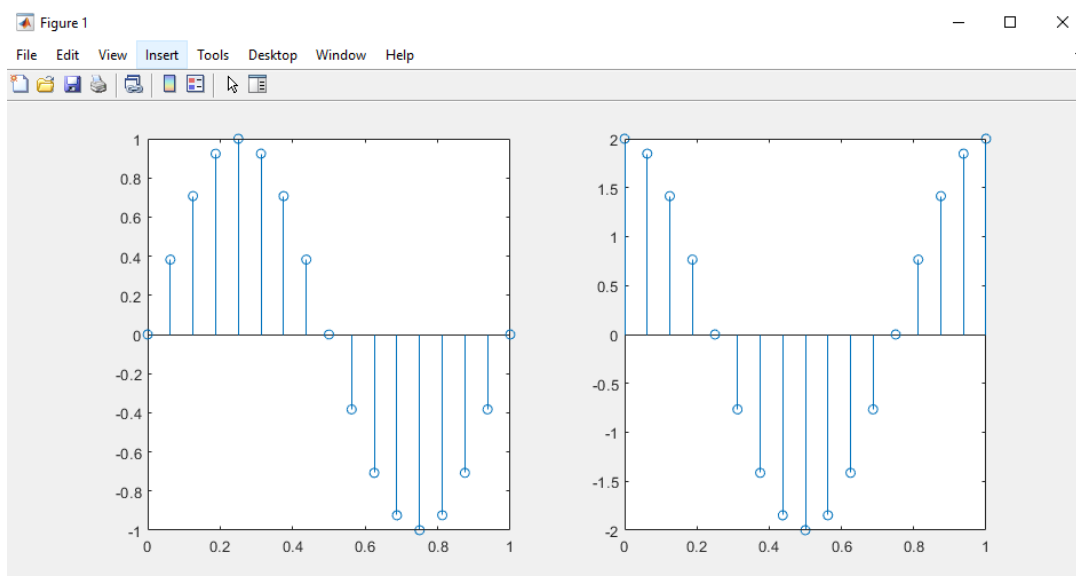


Figura 124. Dos graficas diferentes y desfasadas

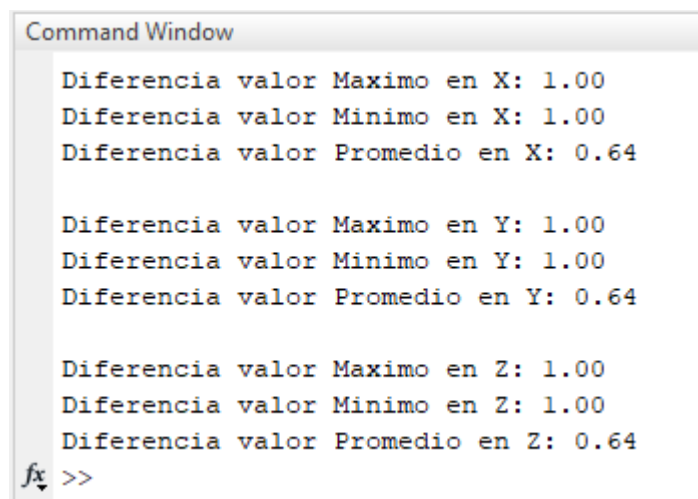
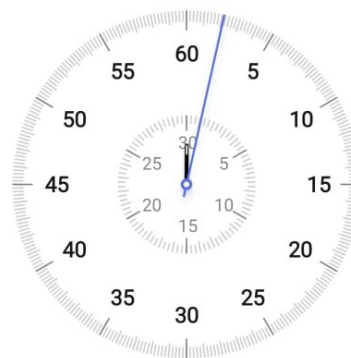


Figura 125. Resultados de diferencial para dos graficas diferentes y desfasadas

Para corroborar que el pedido de análisis corresponde correctamente con el tiempo definido por sesión de análisis, se cronometró el tiempo transcurrido desde el inicio del algoritmo hasta la finalización. En la figura 126 se evidencia el resultado por cronometro.

Cronómetro



00:02.09

*Figura 126. Resultados de diferencial para dos graficas diferentes y desfasadas.*

Teniendo en cuenta las evidencias recolectadas y mostradas anteriormente, se diligenciaron los resultados en la siguiente tabla.

Tabla 44. Resultados del plan de pruebas Subsistema de Interfaz Grafica

Tareas a realizar	Botón	Valor enviado	Valor Simulado	Valor Graficado	Error Porcentual
Datos enviados.	Cadera	X: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Y: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Z: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
	Rodilla Izq	X: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Y: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Z: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
	Rodilla Der	X: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Y: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Z: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
	Tobillo Izq	X: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Y: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Z: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
	Tobillo Der	X: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Y: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
		Z: -180° a 180°	N/A	-180° a 180°	0%
Comparación de la gráfica capturada con respecto a la gráfica de referencia	Función Seno Vs función Seno	$\Delta\text{Max}=0$ $\Delta\text{Min}=0$ $\Delta\text{Promedio}=0$	N/A	$\Delta\text{Max}=0$ $\Delta\text{Min}=0$ $\Delta\text{Promedio}=0$	0% 0% 0%
	Función Seno Vs función Coseno	$\Delta\text{Max}=0$ $\Delta\text{Min}=0$ $\Delta\text{Promedio}=0$	N/A	$\Delta\text{Max}=0$ $\Delta\text{Min}=0$ $\Delta\text{Promedio}=0.01$	0% 0% 1%
	Función Seno Vs función 2*Coseno	$\Delta\text{Max}=1$ $\Delta\text{Min}=1$ $\Delta\text{Promedio}=0,647$	N/A	$\Delta\text{Max}=1$ $\Delta\text{Min}=1$ $\Delta\text{Promedio}=0,64$	0% 0% 1.08%
Tiempo transcurrido en una sesión de análisis.	N/A	2 segundos	N/A	2 segundos	0%

De los anteriores resultados podemos decir que la interfaz cumple con el intervalo necesario para cada una de las articulaciones (-180° a 180°), que su función de análisis con referencia compara.

### *13.4 Subsistema de alimentación*

#### *13.4.1 Implementación del subsistema de alimentación*

La implementación del subsistema de alimentación consta de una batería y un módulo TP4056 (un par por cada módulo articular) encargado de la carga de esta. Sin embargo, debido a la situación actual, no se alcanzaron a adquirir los componentes. Por lo tanto, no se tiene una implementación de este subsistema.

#### *13.4.2 Pruebas del subsistema de alimentación*

El plan de pruebas no se pudo ejecutar ya que no se cuenta con los componentes necesarios para realizar dichas pruebas.

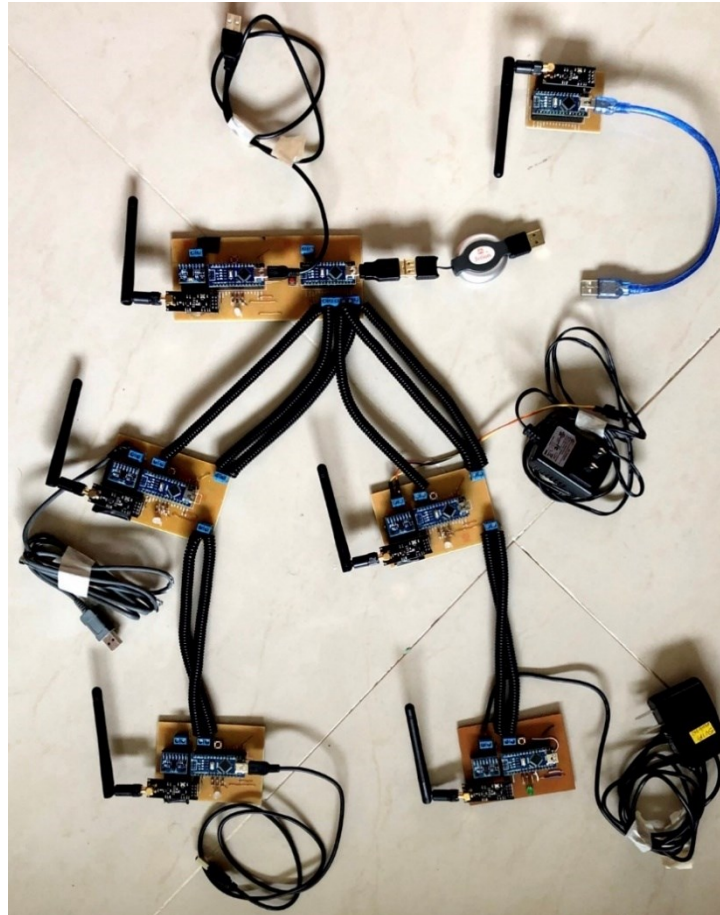
## **14. INTEGRACIÓN Y PRUEBAS DEL SISTEMA**

### *14.1 Integración del sistema*

Para la integración del sistema, se procedieron a unir todos los subsistemas con la parte de alimentación. Partiendo por los módulos articulares conectados entre sí, para luego al oprimir el botón se termine la calibración de cada uno de ellos. Así, se podrá empezar la captura de los datos correspondientes al movimiento por medio del MPU6050 y de esta forma, ser transmitidos al receptor por medio del NRF24L01, todo esto controlado por el Arduino nano V3.

El receptor ya conectado por medio USB al computador se encargará de recibir los datos enviados por los módulos articulares, de esta forma, al inicializar la interfaz gráfica y comenzar el ciclo de marcha se observarán las gráficas correspondientes a

cada articulación con sus respectivos grados. En la figura 127 se evidencia la integración total del sistema con sus conexiones.



*Figura 127. Prototipo funcional de laboratorio para el estudio de la marcha humana.*

## *14.2 Pruebas de integración*

### *14.2.1 Subsistema de Captura y recepción*

Para ejecutar el plan de pruebas de integración del subsistema de captura y recepción, se realizó la metodología evidenciada en el capítulo de plan de pruebas. La metodología fue ubicar los 5 módulos en una posición de 90 grados al mismo tiempo

en cada eje y presentar la medida normalizada correspondiente en el puerto serial del módulo receptor. Las evidencias correspondientes a los resultados del puerto serial de cada articulación se evidencian desde la figura 128 hasta la figura 142.

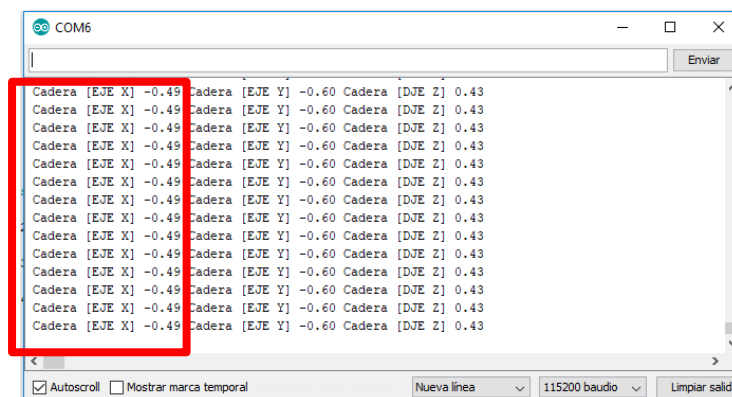


Figura 128. Modulo cadera 90 grados en X - puerto serial

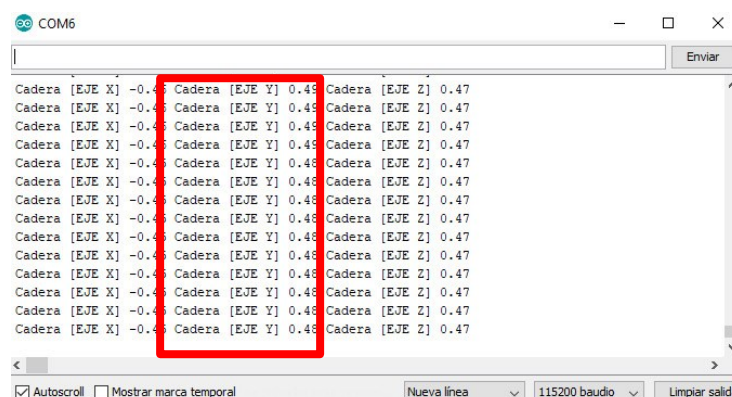
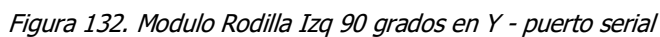
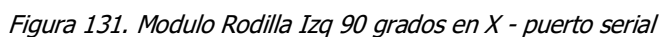
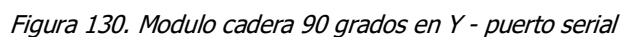


Figura 129. Modulo cadera 90 grados en Y - puerto serial



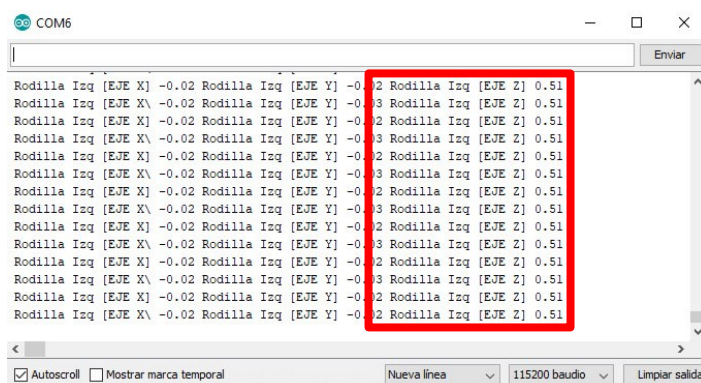


Figura 133. Modulo Rodilla Izq 90 grados en Z - puerto serial

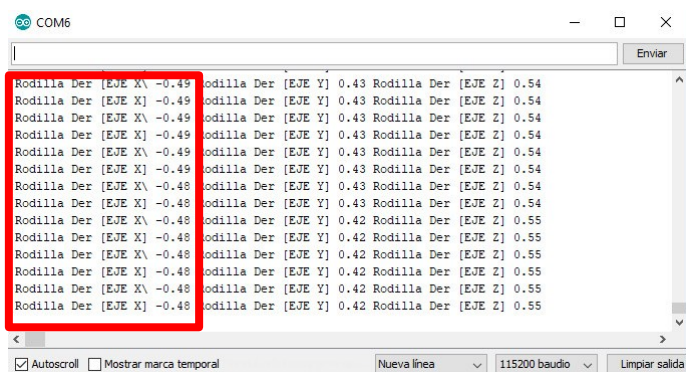


Figura 134. Modulo Rodilla Der 90 grados en X - puerto serial

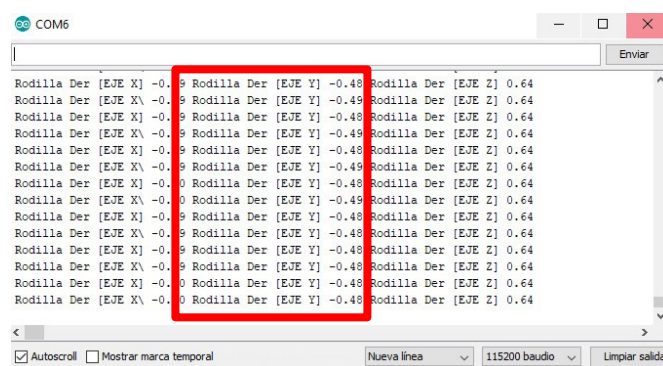


Figura 135. Modulo Rodilla Der 90 grados en Y - puerto serial



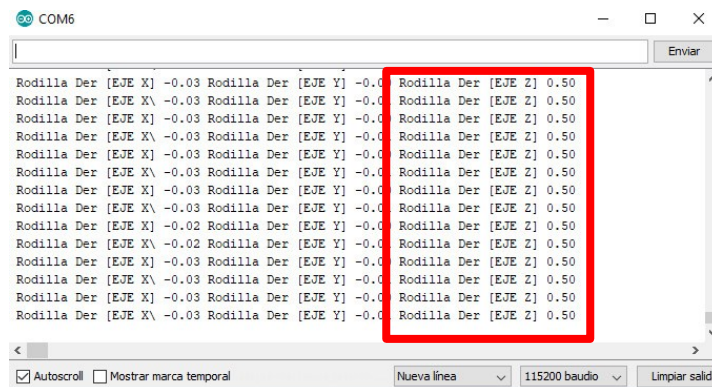


Figura 136. Modulo Rodilla Der 90 grados en Z - puerto serial

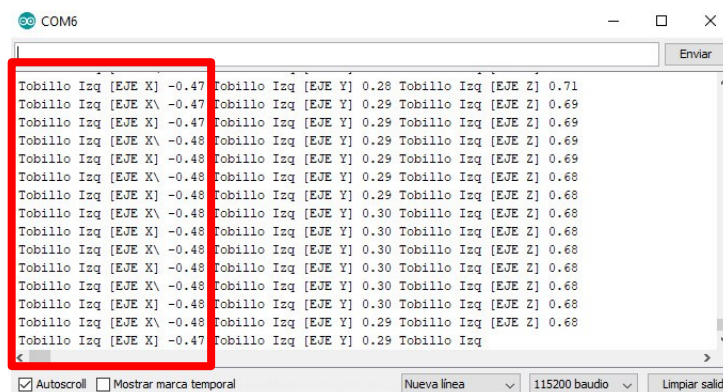


Figura 137. Modulo Tobillo Izq 90 grados en X - puerto serial

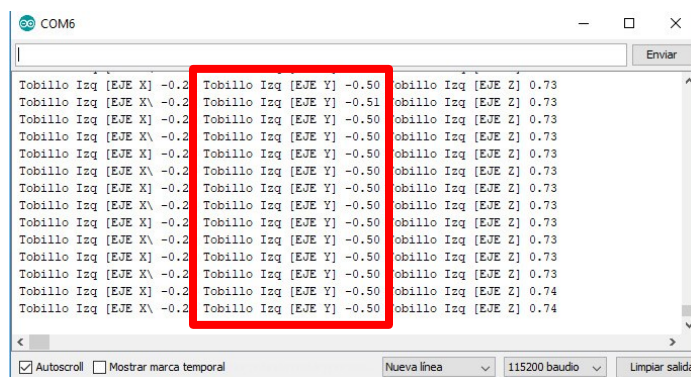


Figura 138. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Y - puerto serial

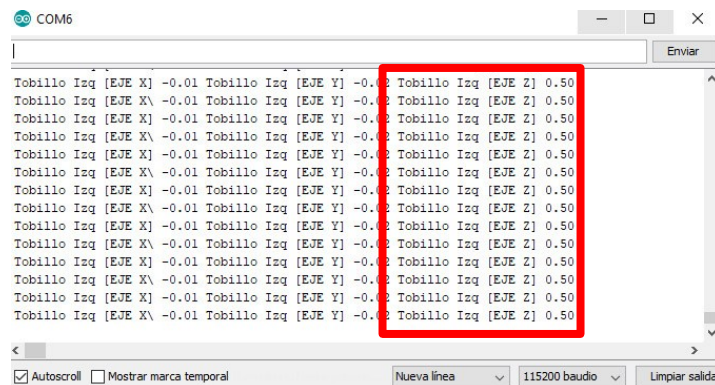


Figura 139. Modulo Tobillo Izq 90 grados en Z - puerto serial

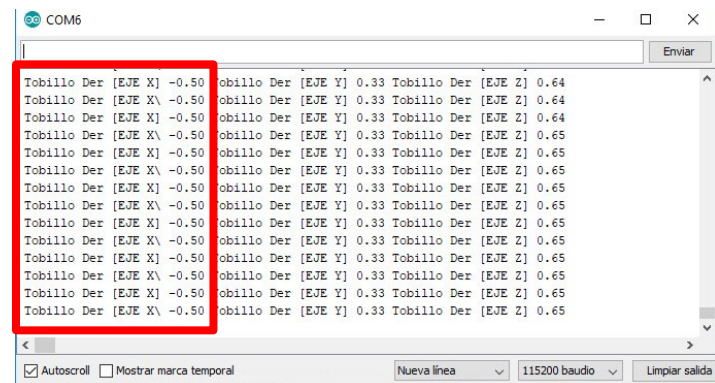


Figura 140. Modulo Tobillo Der 90 grados en X - puerto serial

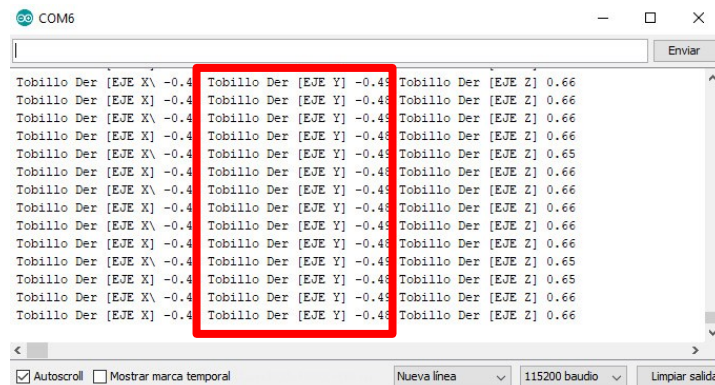


Figura 141. Modulo Tobillo Der 90 grados en Y - puerto serial

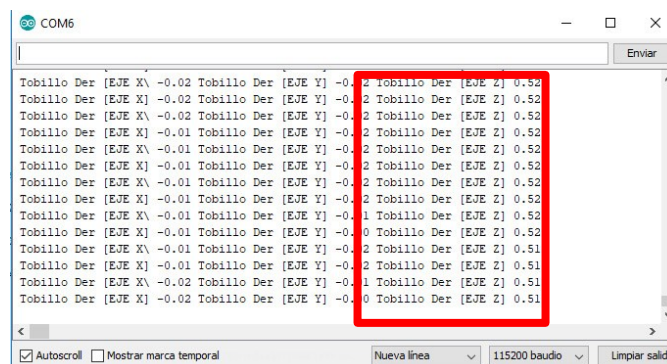


Figura 142. Módulo Tobillo Der 90 grados en Z - puerto serial

Teniendo en cuenta las evidencias recolectadas y mostradas anteriormente, se diligenciaron los resultados en la tabla 45.

Tabla 45. Datos cuantitativos comprobados de los subsistemas de Captura y recepción

Tareas a realizar	Modulo	Valor Teórico	Valor Simulado	Valor recibido	Error Porcentual
Posicionar los módulos en 90 grados en cada eje.	Cadera	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,49 Y: 0,49 Z: 0,5	X: 2% Y: 2% Z: 0%
	Rodilla Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,53 Y: 0,49 Z: 0,51	X: 2% Y: 2% Z: 0%
	Rodilla Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,49 Y: 0,48 Z: 0,5	X: 2% Y: 4% Z: 0%
	Tobillo Der	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,5 Y: 0,48 Z: 0,52	X: 0% Y: 4% Z: 4%
	Tobillo Izq	X: 0,5 Y: 0,5 Z: 0,5	N/A	X: 0,48 Y: 0,5 Z: 0,5	X: 4% Y: 0% Z: 0%

#### 14.2.2 Subsistema de Captura, recepción e interfaz

Para realizar el plan de pruebas de integración del subsistema de captura, recepción e interfaz se siguió la metodología escrita anteriormente en el plan de pruebas. Esto con el fin de evidenciar el funcionamiento de la interfaz al realizar un movimiento

manual en cada uno de los módulos articulares y visualizar las gráficas de cada uno de ellos.

Para la toma y visualización de datos se realizan los siguientes pasos:

1. Oprimir el botón "iniciar ciclo" como se evidencia en la figura 143.



*Figura 143. Botón "Iniciar ciclo" oprimido en la interfaz gráfica.*

2. Después de oprimido este botón se ubicaron los 5 módulos articulares al mismo tiempo en una posición de 100 grados en cada eje por 10 segundos.
3. Se escoge la gráfica que se desea visualizar oprimiendo el botón correspondiente. En la figura 144 se evidencia el apartado en donde se encuentran los botones de las articulaciones.



*Figura 144. Botones para la visualización de las gráficas correspondientes a las articulaciones.*

De esta manera se ejecutó una prueba en donde se observaron cómo resultados las siguientes graficas:

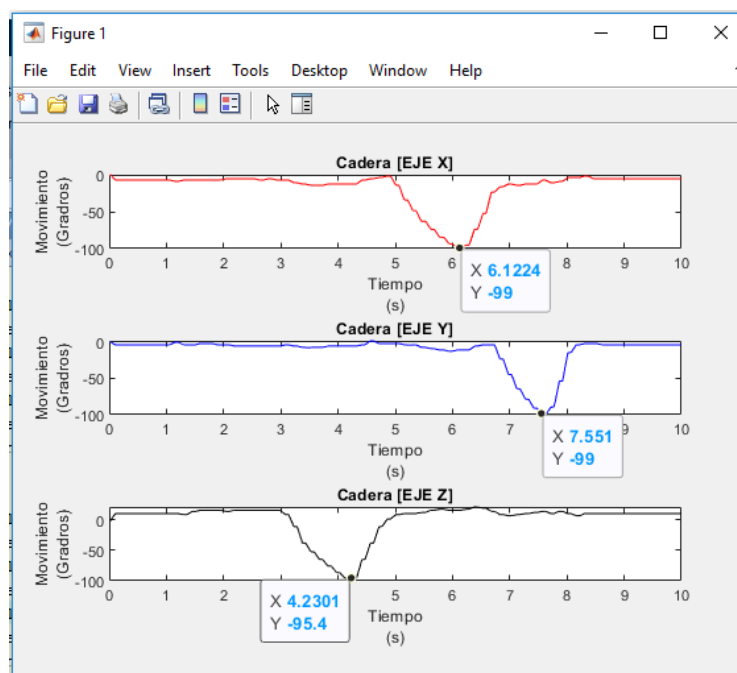


Figura 145. Graficas de la articulación de la cadera en tres planos

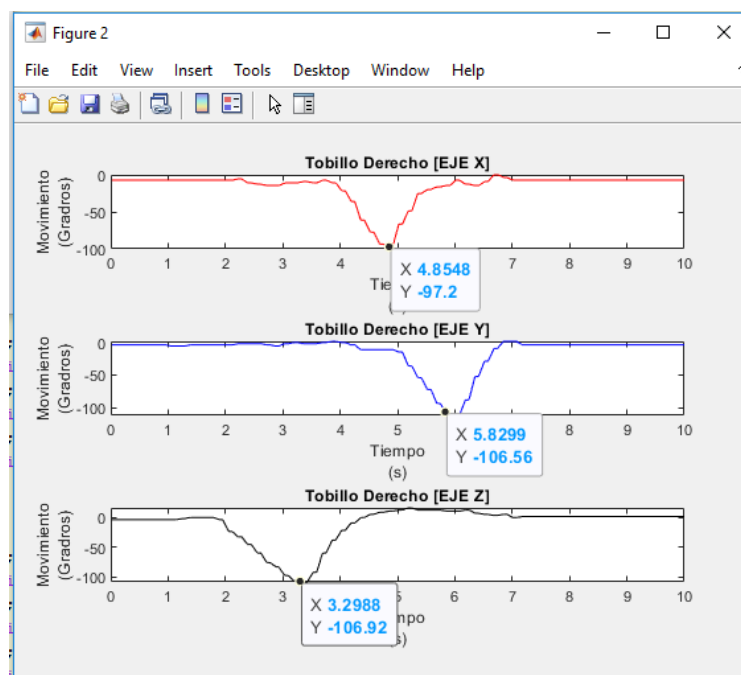


Figura 146. Grafica de la articulación tobillo derecho en tres planos

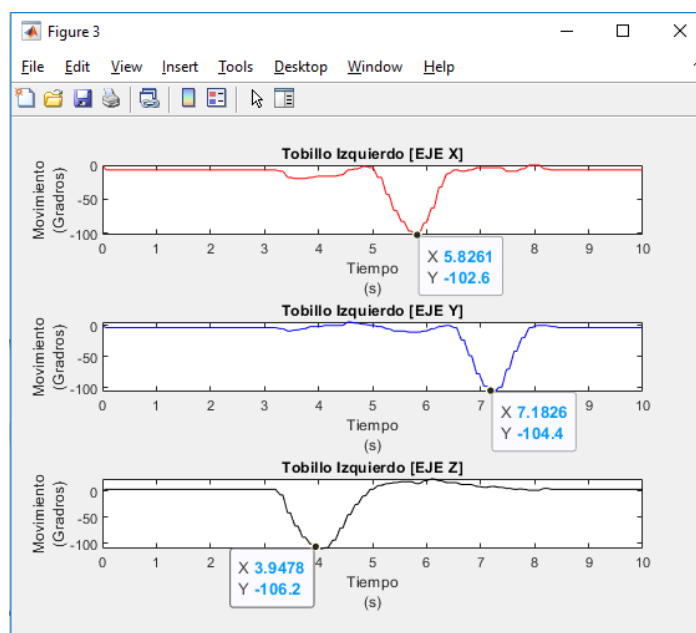


Figura 147. Grafica de la articulación tobillo izquierdo en tres planos

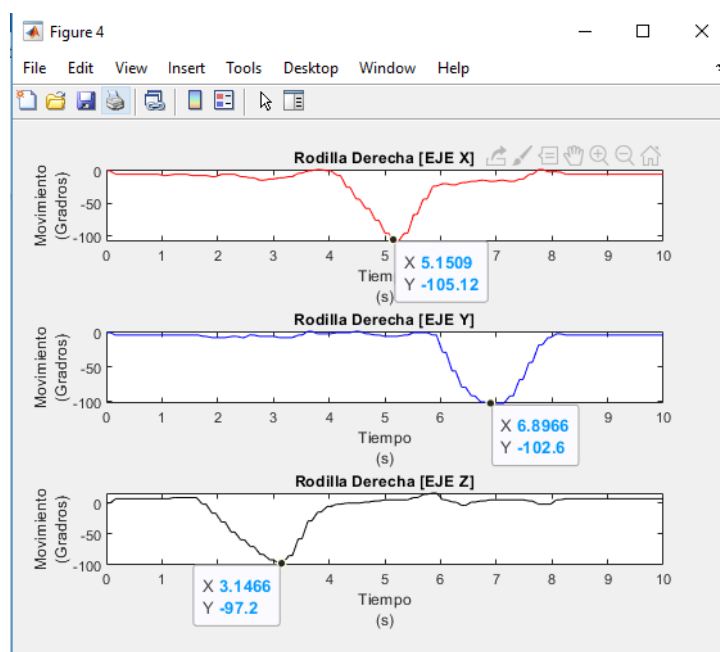


Figura 148. Grafica de la articulación rodilla derecha en tres planos

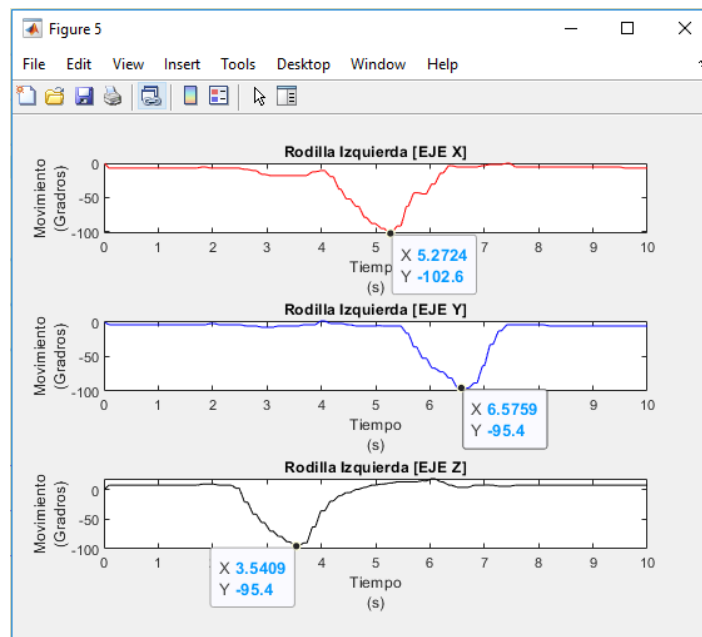


Figura 149. Grafica de la articulación rodilla izquierda en tres planos

Desde la figura 145 hasta la figura 149 se evidencian las gráficas correspondientes a cada articulación, en donde se observa el pico de la posición deseada en los ejes respectivos a cada plano (sagital, transversal y frontal) en grados vs tiempo por ciclo.

Teniendo en cuenta las evidencias recolectadas y mostradas anteriormente, se diligenciaron los resultados en la tabla 46.



*Tabla 46. Resultados del plan de pruebas Subsistema de Interfaz Grafica*

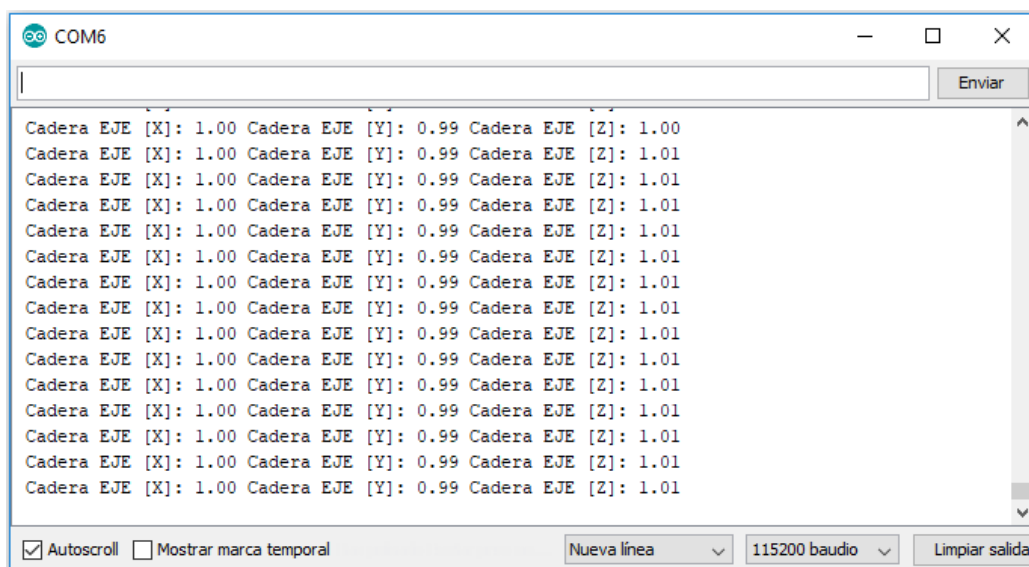
<b>Tareas a realizar</b>	<b>Botón</b>	<b>Valor deseado</b>	<b>Valor Simulado</b>	<b>Valor Graficado</b>	<b>Error Porcentual</b>
Posicionar en 100 grados la articulación en los tres planos en un ciclo de análisis.	Cadera	X: 100° Y: 100° Z: 100°	N/A	X: 99° Y: 99° Z: 95,4°	X: 1% Y: 1% Z: 4,6%
	Tobillo Der	X: 100° Y: 100° Z: 100°	N/A	X: 97,2° Y: 106,56° Z: 106,92°	X: 2,8% Y: 6,56% Z: 6,92%
	Tobillo Izq	X: 100° Y: 100° Z: 100°	N/A	X: 102,6° Y: 104,4° Z: 106,2°	X: 2,6% Y: 4,4% Z: 6,2%
	Rodilla Der	X: 100° Y: 100° Z: 100°	N/A	X: 105,12° Y: 102,6° Z: 97,2°	X: 5,12° Y: 2,6° Z: 2,8°
	Rodilla Izq	X: 100° Y: 100° Z: 100°	N/A	X: 102,6° Y: 95,4° Z: 95,4°	X: 2,6% Y: 4,6% Z: 4,6%

## **15. PRUEBAS DEL SISTEMA**

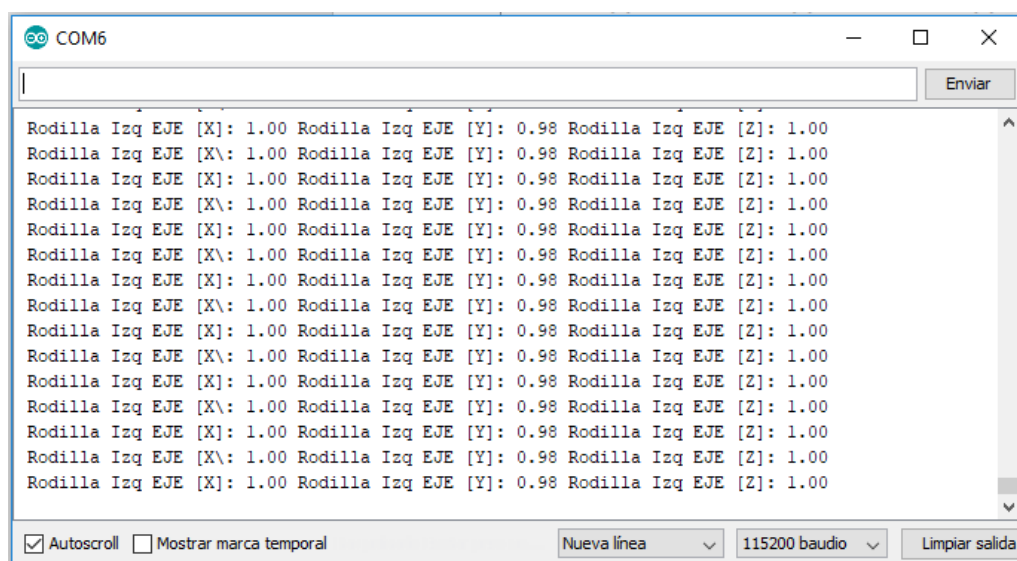
### *15.1 Pruebas de componentes*

#### *15.1.1 MPU 6050*

Para desarrollar la metodología del plan de pruebas del componente MPU6050 se posicionaron los módulos en un ángulo de 180 grados para los tres ejes. Desde la figura 150 hasta la figura 154 se evidencia la posición normalizada (-1 a 1) en el puerto serial correspondiente a cada módulo MPU6050.



*Figura 150. MPU6050 de la Cadera posicionado 180 grados en los tres planos*



*Figura 151. MPU6050 de la Rodilla Izq posicionado 180 grados en los tres planos*

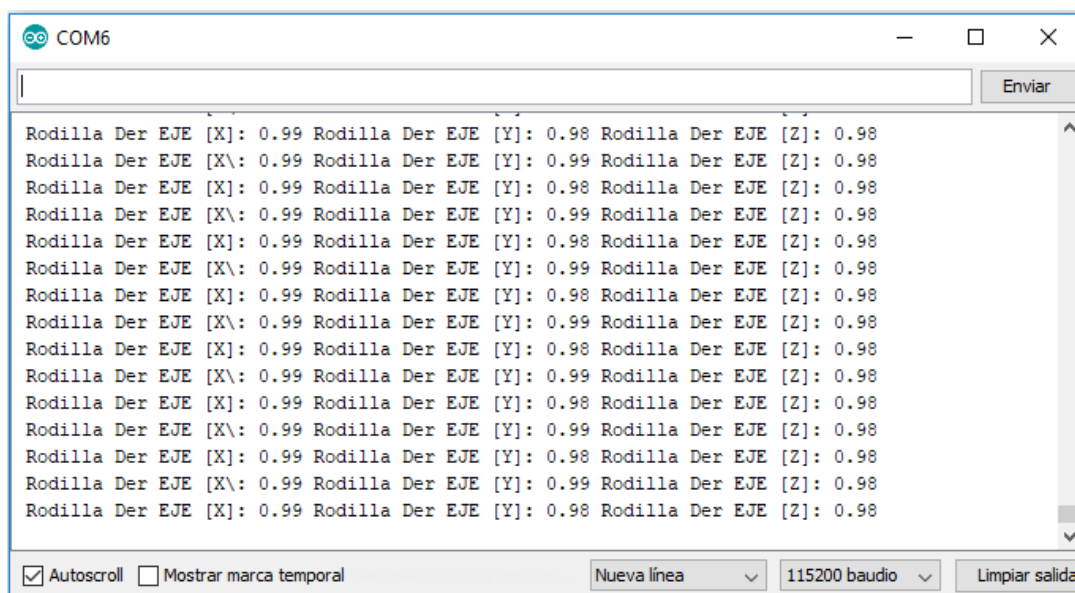


Figura 152. MPU6050 de la Rodilla Der posicionado 180 grados en los tres planos

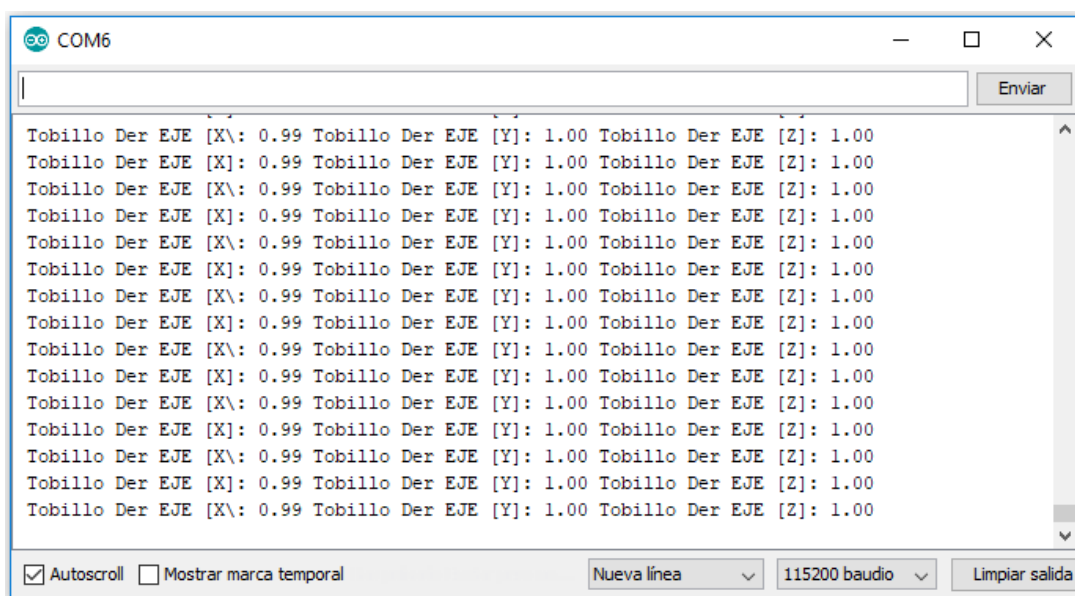
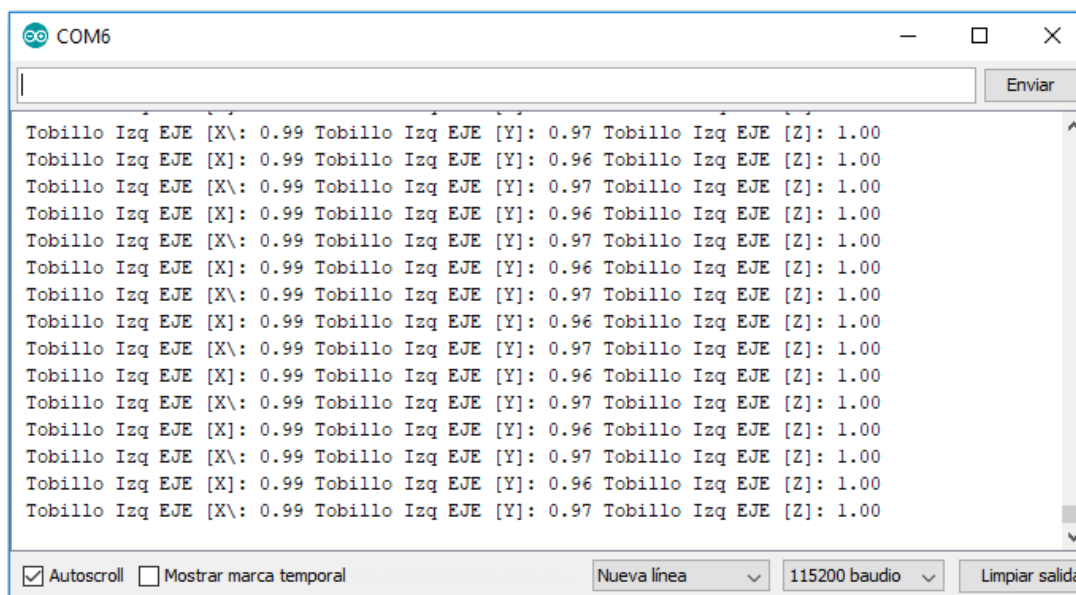


Figura 153. MPU6050 del Tobillo Der posicionado 180 grados en los tres planos



*Figura 154. MPU6050 del Tobillo Izq posicionado 180 grados en los tres planos*

Para medir el voltaje de los módulos MPU6050, se tomó un multímetro y se ubicó en los pines de alimentación.

Teniendo en cuenta las evidencias recolectadas y mostradas anteriormente, se diligenciaron los resultados en la tabla 47.

*Tabla 47. Resultados del plan de pruebas del MPU 6050*

<b>Tareas a realizar</b>	<b>Modulo</b>	<b>Valor Teórico</b>	<b>Valor Simulado</b>	<b>Valor Medido</b>	<b>Error Porcentual</b>
Voltaje de alimentación	Cadera	5 v	N/A	4,8 v	4%
	Tobillo Der	5 v	N/A	4,8 v	4%
	Tobillo Izq	5 v	N/A	4,8 v	4%
	Rodilla Der	5 v	N/A	4,8 v	4%
	Rodilla Izq	5 v	N/A	4,8 v	4%
Medición de posición normalizado de los módulos	Cadera	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A	X: 1 Y: 0,99 Z: 1,01	X: 0% Y: 1% Z: 1%
	Tobillo Der	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A	X: 0,99 Y: 1 Z: 1	X: 1% Y: 0% Z: 0%
	Tobillo Izq	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A	X: 0,99 Y: 0,965 Z: 1	X: 1% Y: 3,5% Z: 0%
	Rodilla Der	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A	X: 0,99 Y: 0,985 Z: 0,98	X: 1% Y: 1,5% Z: 2%
	Rodilla Izq	X: 1 Y: 1 Z: 1	N/A	X: 1 Y: 0,98 Z: 1	X: 0% Y: 2% Z: 0%

### *15.1.2 Arduino NANO*

Para medir el voltaje del Arduino NANO, se tomó un multímetro y se ubicó en los pines de alimentación. De igual forma se midió el voltaje en cada uno de los pines del Arduino después de cargado el algoritmo del anexo 23.9 y se sacó un promedio de todos los voltajes.

Teniendo en cuenta lo anterior, se diligenciaron los resultados en la tabla 48.

*Tabla 48. Datos comprobados Arduino NANO*

<b>Tareas a realizar</b>	<b>Arduino nano</b>	<b>Valor Teórico</b>	<b>Valor Simulado</b>	<b>Valor Medido</b>	<b>Error Porcentual</b>
Voltaje de alimentación	Arduino 1	5 v	N/A	4,85 v	3%
	Arduino 2	5 v	N/A	4,72 v	5,6%
	Arduino 3	5 v	N/A	4,65 v	7%
	Arduino 4	5 v	N/A	4,82 v	3,6%
	Arduino 5	5 v	N/A	4,94 v	1,2%
	Arduino 6	5 v	N/A	4,84 v	3,2%
	Arduino 7	5 v	N/A	4,76 v	4,8%
Voltaje promedio de salida de los pines digitales	Arduino 1	5 v	N/A	4,78 v	4,4%
	Arduino 2	5 v	N/A	4, 82	3,6%
	Arduino 3	5 v	N/A	4,93	1,4%
	Arduino 4	5 v	N/A	4,91	1,8%
	Arduino 5	5 v	N/A	4,88	2,4%
	Arduino 6	5 v	N/A	4,75	5%
	Arduino 7	5 v	N/A	4,87	2,6%

### 15.1.3 NRF24L01

Siguiendo la metodología del plan de pruebas del componente NRF24L01, se conectó el circuito de prueba RT al computador y se le cargo el algoritmo evidenciado en el anexo 23.6 que es el encargado de enviar la trama de datos. Para comprobar que el componente recibe lo datos enviados por el circuito de prueba RT, se conectó el NRF24L01 junto con un Arduino (conexiones en anexo 23.7) a otro computador y se le cargo el algoritmo 23.4.

En la figura 155, se observa la evidencia del puerto serial con los datos enviados desde el circuito RT hacia el Arduino conectado al NRF24L01.

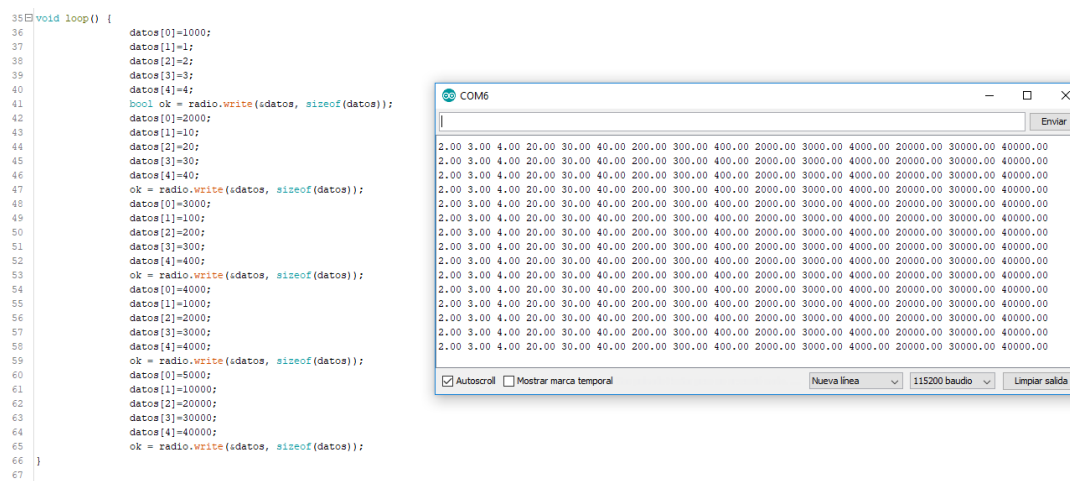


Figura 155. Prueba de datos recibidos del NRF24L01

Teniendo en cuenta las evidencias recolectadas y mostradas anteriormente, se procede a diligenciar los datos de la prueba correspondiente en la tabla 49.

Tabla 49. Datos comprobados cuantitativos del NRF24L01

Tareas a realizar	NRF24L01	Valor Teórico o Enviado	Valor Simulado	Valor Medido o Recibido	Error Porcentual
Voltaje de alimentación	1	3,3V	N/A	3,4v	3%
	2	3,3V	N/A	3,4v	3%
	3	3,3V	N/A	3,4v	3%
	4	3,3V	N/A	3,4v	3%
	5	3,3V	N/A	3,4v	3%
Datos enviados inalámbricamente por el circuito de prueba RT.	1	2, 3, 4	N/A	2, 3, 4	0%
	2	20, 30, 40	N/A	20, 30, 40	0%
	3	200, 300, 400	N/A	200, 300, 400	0%
	4	2000, 3000, 4000	N/A	2000, 3000, 4000	0%
	5	20000, 30000, 40000	N/A	20000, 30000, 40000	0%

## 15.2 Pruebas del sistema

Debido a factores externos al proyecto, las pruebas que se deben realizar al sistema deben ser con base a movimientos manuales, por lo que se podrá observar el funcionamiento operativo del instrumento listo para poder ser implementado en una persona.

Para iniciar, se deben cargar los algoritmos correspondientes a cada módulo articular, modulo maestro y modulo receptor. Para poner en funcionamiento los módulos articulares se deberá cargar el algoritmo del Anexo 23.2 y modificar la variable **NModulo** a 1000, 2000, 3000, 4000 o 5000 en función del módulo articular.

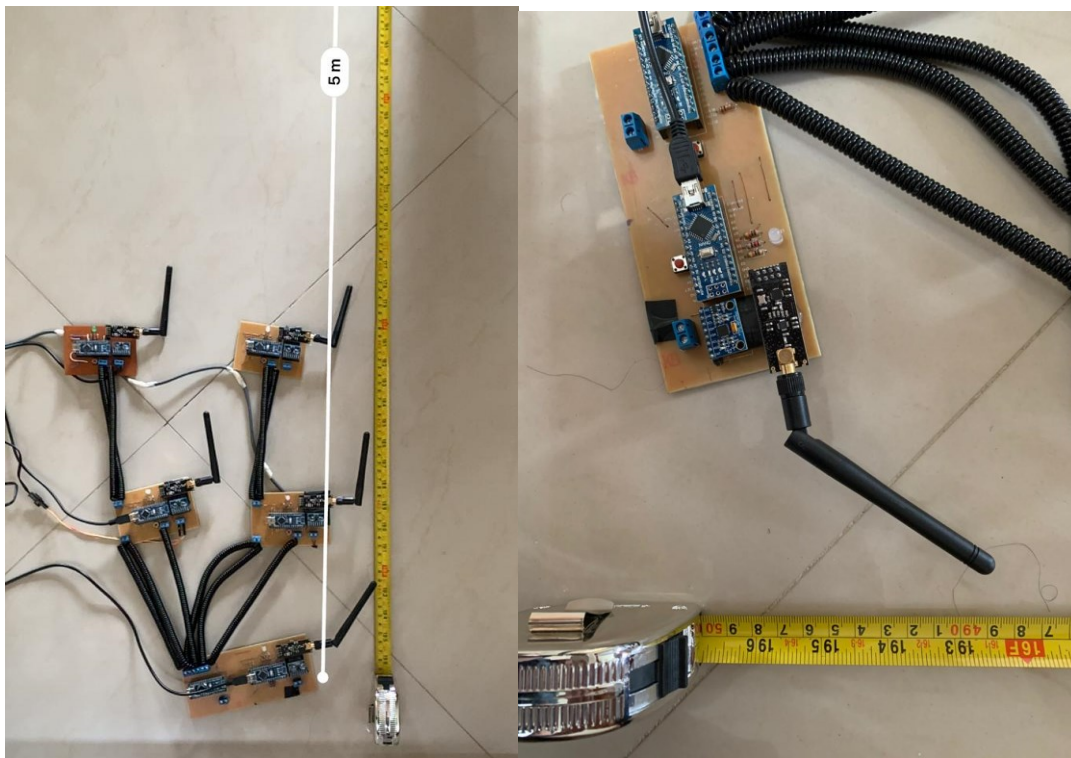
```
8      const byte address[6] = "00001
9      float datos[5];
10     #define ledPin 5
11     #define pull 6
12     #define buffersize 1000
13     #define acel_deadzone 8
14     #define giro_deadzone 1
15     #define NModulo 1000
16     MPU6050 accelgyro(0x68);
17     MPU6050 mpu;
18     #define OUTPUT_READABLE_QUATERNION
```

*Figura 156. Cargar algoritmo modulo articular*

Tras finalizar de cargar el algoritmo de los módulos articulares, se deberá cargar de igual forma el algoritmo del módulo receptor y maestro. Dichos dispositivos son únicos, y por lo tanto no requieren modificaciones.

Después de haber realizados las indicaciones anteriores, se deben ubicar los módulos articulares a una distancia igual o mayor a 5 metros del módulo receptor o dispositivo de operaciones (computador), dicha distancia se debe validar con un instrumento de medida longitudinal. Una vez ubicados los módulos articulares, se deberá alimentar y esperar el proceso de auto calibración realizada, el módulo indicará con una alarma lumínica intermitente la finalización del proceso. Para tener preparados los módulos articulares se deben oprimir el pulsador ubicado en cada módulo articular.





*Figura 157. Distancia entre los módulos articulares y el módulo receptor.*

Abrir el algoritmo **Main.m** en Matlab, realizar una previsualización y ubicar la variable **T\_Marcha**, dicha variable ajusta el pedido de análisis en segundos que realizara el sistema. Ajustar según el recurso humano disponible para realizar la prueba. Al tener que mover los módulos articulares de manera manual, se dificulta respetar el tiempo de 2 segundos establecido para un ciclo de marcha normal, por lo que para esta prueba es recomendable aumentar el tiempo del periodo de sesión de la interfaz a 20 segundos; en el caso que solo se presente una persona para realizar la prueba.

```

84 - T_Marcha = 2;
85 - rate = 33; % Muestras
86
87 - ap = zeros(1,rate*T_Marcha);
88 - i = 1; % Contador
89 - t = 0; % Parametro inicial de tiempo
90
91 - tic % inicia contador de tiempo
92 - while t<T_Marcha
93 -     t = toc; % Tiempo transcurrido
94 -     ap = fscanf(s,'%f %f %f %f %f');
95 -     Datos(i,:) = [ap(1) ap(2) ap(3) ap(4)];
96 -     x=[1:length(Datos(:,1))];
97
98 - % seguir
99

```

*Figura 158. Ajustar periodo de muestreo.*

Untitled

Main

# Prototipo Funcional para el Estudio de la Marcha Humana

Iniciar Ciclo

Analizar con Referencia

Reset

Visualización

## Visualización de articulación

Cadera

Tobillo Derecho

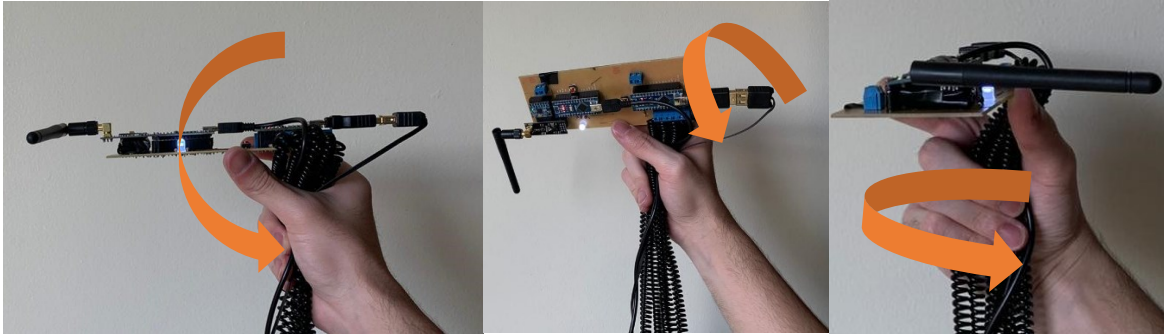
Tobillo Izquierdo

Rodilla Derecha

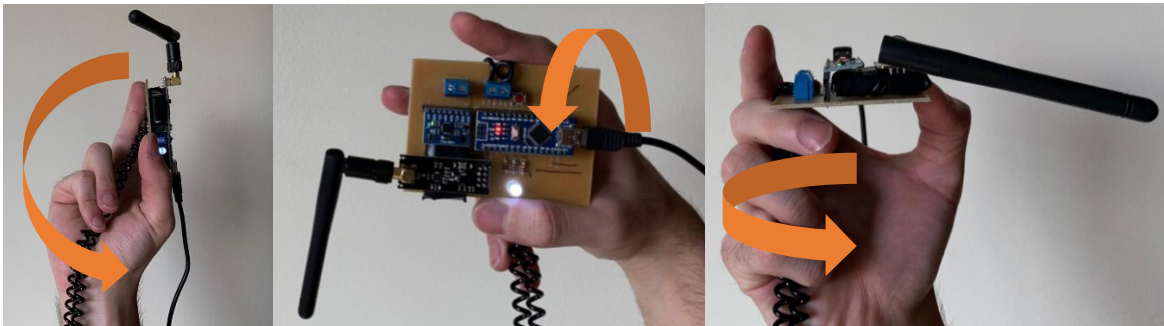
Rodilla Izquierda

*Figura 159. Botón "Iniciar ciclo" oprimido en la interfaz gráfica.*

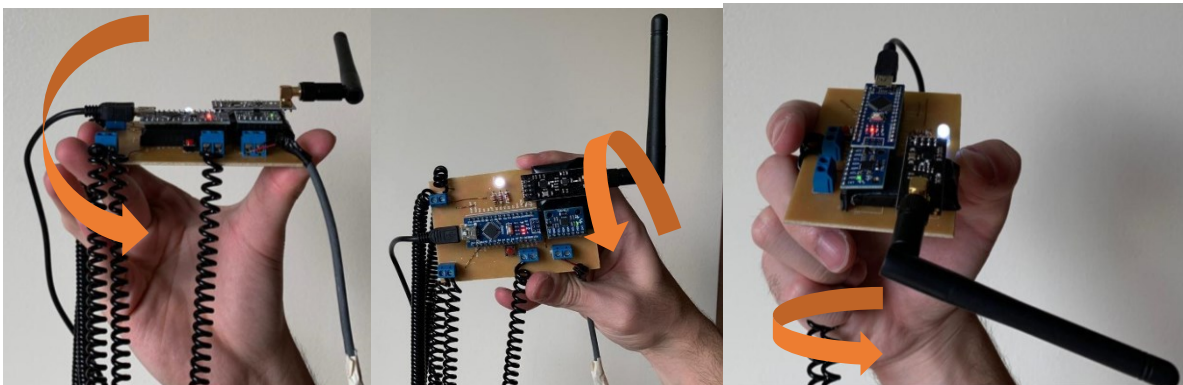
En intervalos de tiempo cortos, sostenga un módulo articular a la vez y realice movimientos manuales de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$  en los tres planos (X, Y, Z).



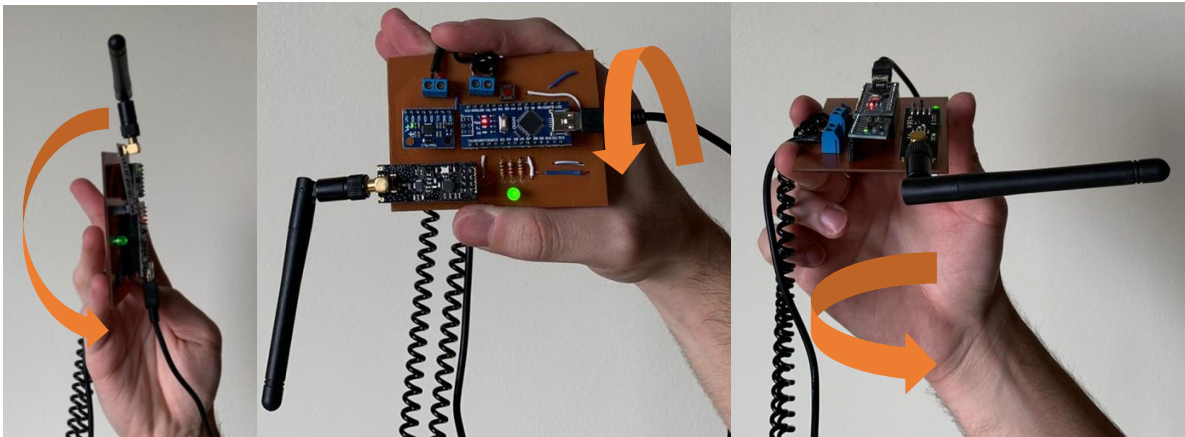
*Figura 160. Prueba rango de movimiento del módulo de la Cadera.*



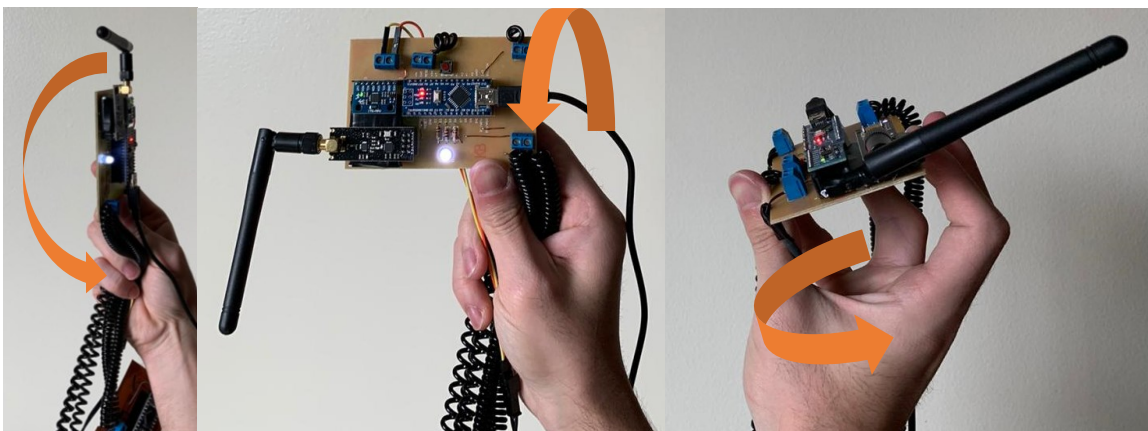
*Figura 161. Prueba rango de movimiento del módulo del Tobillo Izquierdo.*



*Figura 162. Prueba rango de movimiento del módulo de la Rodilla Izquierda.*



*Figura 163. Prueba rango de movimiento del módulo del Tobillo Derecho.*



*Figura 164. Prueba rango de movimiento del módulo de la Rodilla Derecha.*

Tras finalizar los movimientos descritos en las imágenes, diríjase al computador de operación y visualice el número de muestras tomadas y el tiempo transcurrido en el periodo de análisis.

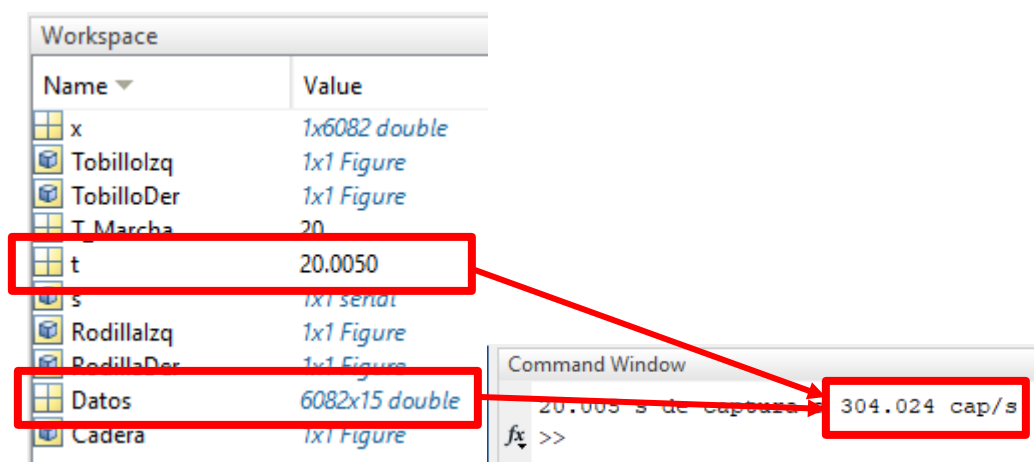


Figura 165. Numero de muestras en un periodo de análisis de 20 segundos.

Cronómetro

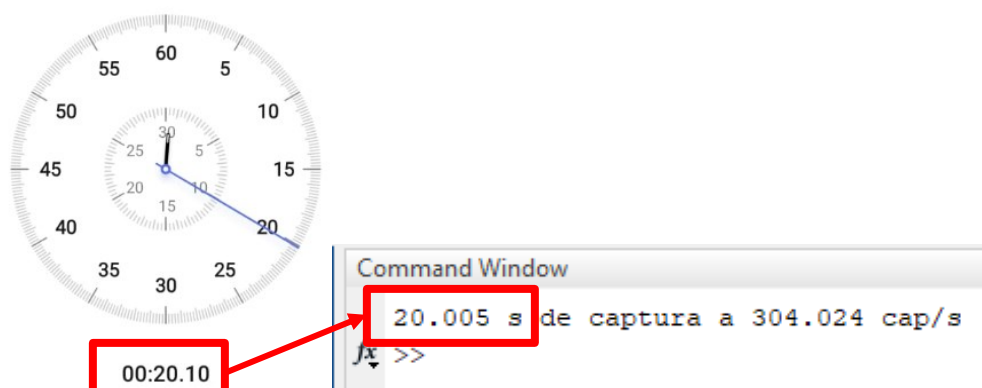


Figura 166. Medición periodo de análisis por sistema e instrumento de referencia.

Después de finalizar el tiempo del periodo de análisis configurado para la prueba, se debe dirigir nuevamente a la ventana de la interfaz. Se deben pulsar las etiquetas referentes a **Cadera**, **Rodilla izquierda**, **Rodilla derecha**, **Tobillo izquierdo** y **Tobillo derecho** para visualizar las gráficas correspondientes a la articulación escogida.



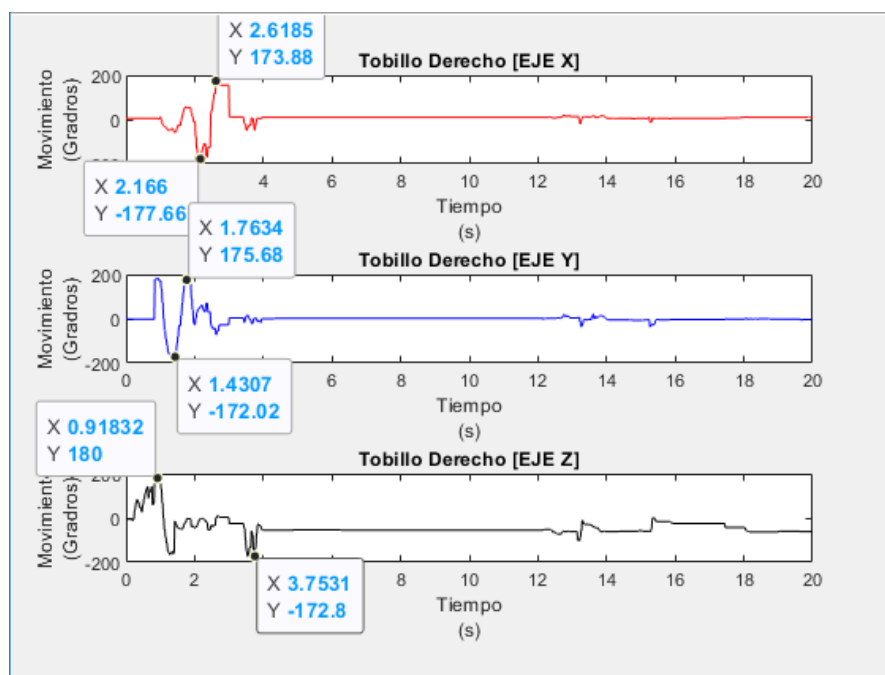


Figura 167. Grafica de movimiento de  $-180^{\circ}$  a  $180^{\circ}$  del módulo del Tobillo Derecho.

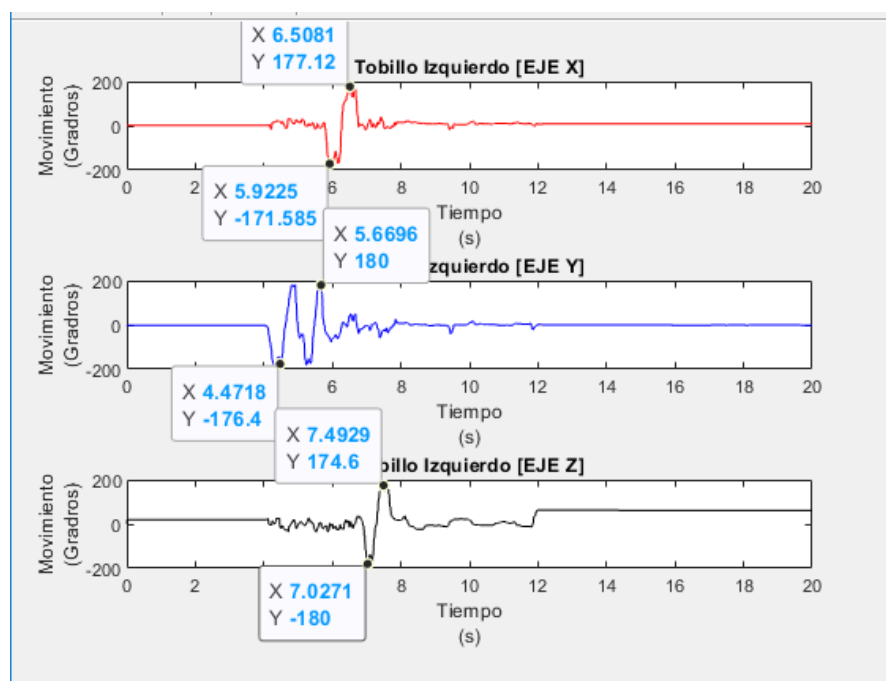


Figura 168. Grafica de movimiento de  $-180^{\circ}$  a  $180^{\circ}$  del módulo del Tobillo Izquierdo.

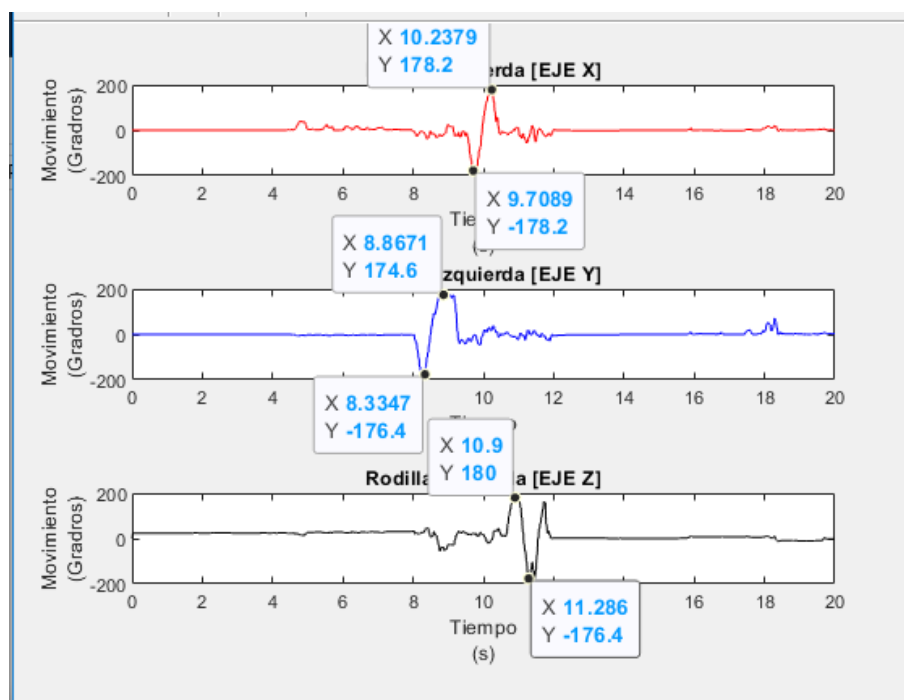


Figura 169. Grafica de movimiento de  $-180^{\circ}$  a  $180^{\circ}$  del módulo de la Rodilla Izquierda.

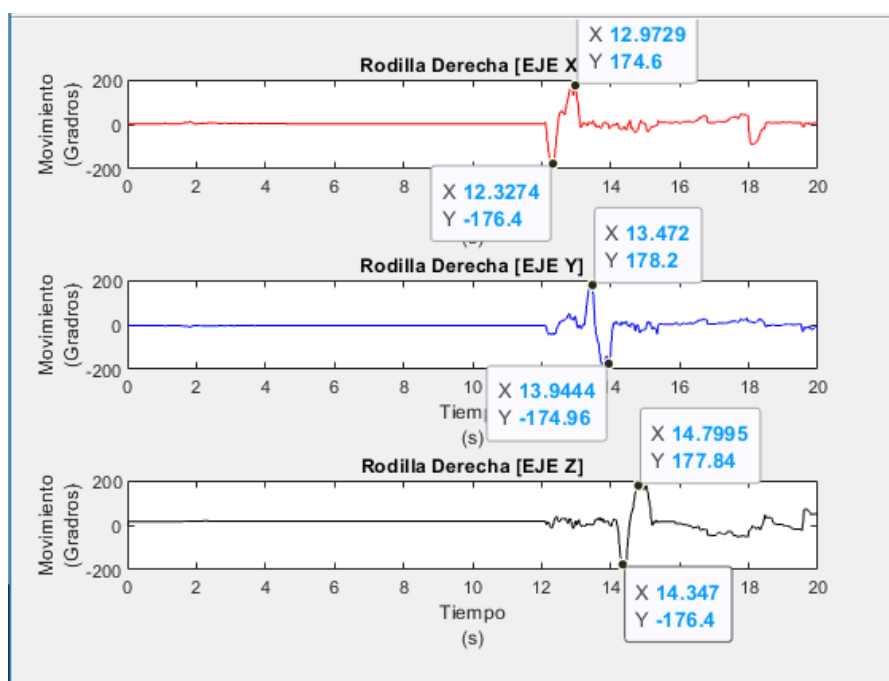


Figura 170. Grafica de movimiento de  $-180^{\circ}$  a  $180^{\circ}$  del módulo de la Rodilla Derecha.

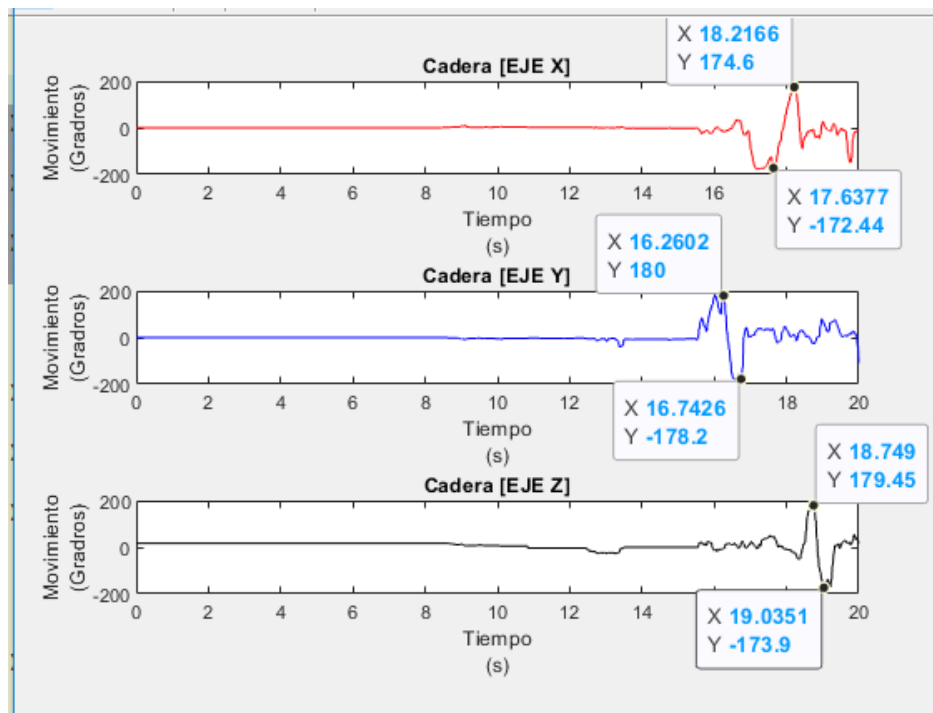


Figura 171. Grafica de movimiento de  $-180^{\circ}$  a  $180^{\circ}$  del módulo de la Cadera.

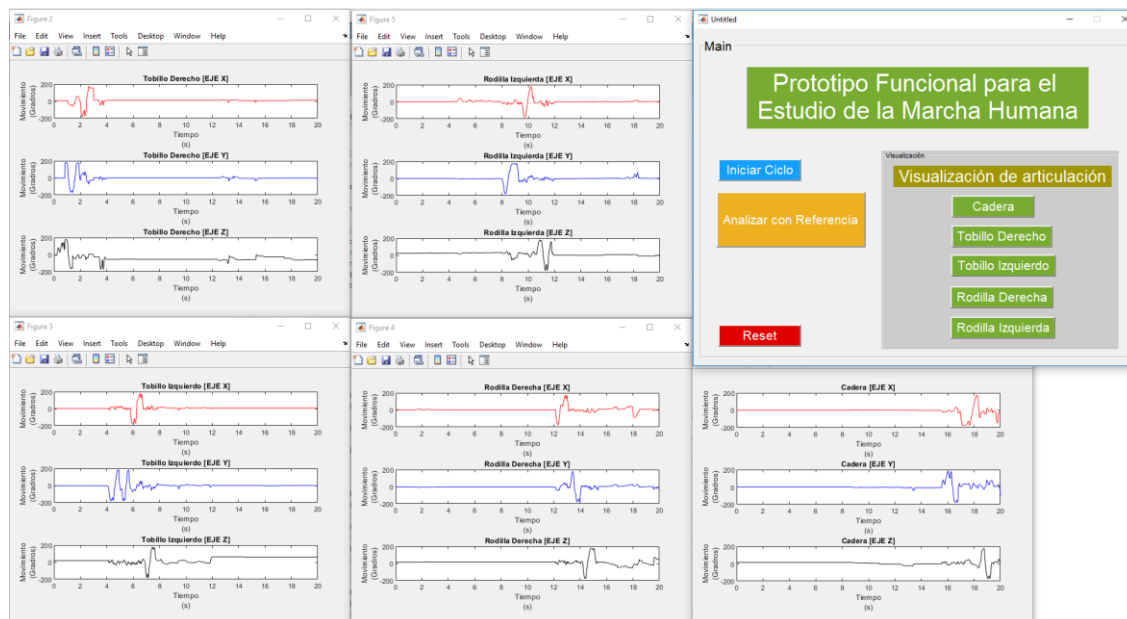


Figura 172. Graficas de las medidas antropométricas e interfaz gráfica.



Finalmente, después de obtenidas las gráficas correspondientes a cada articulación, se debe validar la presencia del patrón de movimiento definido haciendo uso de la metodología de la guía de laboratorio ubicada en el anexo 23.1 en el caso de realizar la prueba en una articulación.

*Tabla 50. Resultados del plan de pruebas del sistema.*

Tareas a realizar	Dispositivo	Valor teórico	Valor Simulado	Valor Graficado	Error Porcentual
Datos enviados.	Cadera	X: -180° a 180°	N/A	X: -172,44° a 174,6°	X: 3,6%
		Y: -180° a 180°	N/A	Y: -178,2° a 180°	Y: 0,5%
		Z: -180° a 180°	N/A	Z: -173,9° a 179,45°	Z: 1,847%
	Rodilla Izq	X: -180° a 180°	N/A	X: -178,2° a 178,2°	X: 1%
		Y: -180° a 180°	N/A	Y: -176,4° a 174,6°	Y: 2,5%
		Z: -180° a 180°	N/A	Z: -176,4° a 180°	Z: 1%
	Rodilla Der	X: -180° a 180°	N/A	X: -176,4° a 174,6°	X: 2,5%
		Y: -180° a 180°	N/A	Y: -174,96° a 178,2°	Y: 1,9%
		Z: -180° a 180°	N/A	Z: -176,4° a 177,84°	Z: 1,6%
	Tobillo Izq	X: -180° a 180°	N/A	X: -171,58° a 177,12°	X: 3,128%
		Y: -180° a 180°	N/A	Y: -176,4° a 180°	Y: 1%
		Z: -180° a 180°	N/A	Z: -180° a 174,6°	Z: 1,5%
	Tobillo Der	X: -180° a 180°	N/A	X: -177,66° a 173,88°	X: 2,35%
		Y: -180° a 180°	N/A	Y: -172,02° a 175,68°	Y: 3,416%
		Z: -180° a 180°	N/A	Z: -172,8° a 180°	Z: 2%
Distancia de los módulos articulares con respecto al computador de operación	Sistema	5m	N/A	5m	0%
Periodo de análisis definido para la prueba	Sistema	20s	N/A	20.005s	0,025%
Numero de muestras en el vector de datos	Sistema	6000 muestras	N/A	6082 muestras	1,36%

## **16. AJUSTES**

En la implementación realizada no fue necesario realizar ajustes del sistema.

## **17. PRUEBAS DEL SISTEMA**

Este capítulo no aplica, ya que, al no tener ajustes del sistema no se requieren pruebas del sistema después de ajustes.

## **18. MANUALES**

Los manuales de este proyecto se encuentran en el capítulo 23 Anexo 23.12. Entre los manuales se encuentra la configuración de los Arduinos correspondientes a los módulos articulares, módulo de recepción y Arduino maestro, además de la configuración del entorno MATLAB con la interfaz gráfica, el uso del dispositivo completo y por último la apertura y cierre del dispositivo en caso de algún problema.

## **19. RESULTADOS**

En la implementación del dispositivo se evidenció el cumplimiento total o parcial de la mayoría de los objetivos planteados en el documento. Se logró diseñar, implementar y probar un prototipo que permitiese graficar y analizar movimientos provenientes de las principales articulaciones involucradas en la marcha humana, y por medio de gráficas, se demostraron las medidas antropométricas como era esperado. En los capítulos 13 y 14 del presente documento, se describen e ilustran las pruebas realizadas para los subsistemas de Captura, Recepción e Interfaz Gráfica.

Tras las pruebas realizadas a lo largo del documento, se lograron definir diversos parámetros operativos del dispositivo. En primera instancia, los módulos articulares

adoptaron las características de alimentación del dispositivo Arduino NANO, los cuales son definidos por él fabricante. Debido a la incapacidad de realizar pruebas con el sistema de alimentación diseñado, se implementaron fuentes de alimentación cableado como cargadores de 5V y fuentes de 9V para la puesta en operación de los módulos, por lo que estos respetan los rangos extrapolados del datasheet.

Los rangos de operación en grados fueron medidos mediante movimientos de máximos y mínimos durante el periodo de análisis, en el capítulo 13 de implementación y pruebas de sistemas se pueden observar el margen de medida de los módulos articulares y de igual forma en las fichas técnicas de las Tablas 51, 52, 53, 54 y 55. Durante la fase de pruebas del subsistema de recepción, se validó que los dispositivos lograban realizar una comunicación ininterrumpida e inalámbrica a una distancia mayor a 5 metros con presencia de obstáculos como muros y una persona. En el computador de operación se lograron observar por medio del monitor serial como los datos seguían transmitiendo al actualizar el monitor serial inclusive con los obstáculos mencionados.

Referente a la transmisión de datos se implementó en el sistema la capacidad máxima ofrecida para la transmisión, teniendo en cuenta que la base de control de datos es el Arduino nano. Se definió como baud rate del algoritmo 115200 baudios. Teniendo en cuenta las condiciones actuales se implementaron nuevas medidas para probar los requerimientos. Haciendo uso de un algoritmo modificado en Matlab, se verificó que los módulos articulares presentaran una frecuencia de muestreo mayor a 300Hz, para ello, se inició un periodo de captura de 2 segundos y al finalizar se validó que los módulos articulares transmitían poco más de 600 muestras tras finalizar el periodo de análisis, determinando así las frecuencias de muestreo de los dispositivos, parámetro diligenciado en las fichas técnicas de los módulos.

La interfaz gráfica implementada en el sistema fue una App Designer en MatLab la cual está constituida de una serie de botones con subrutinas o algoritmos definidos. Estas funcionalidades permiten inicializar el periodo de análisis, la visualización de los datos y

la comparación con una señal de referencia. Las pruebas asociadas al subsistema fueron realizadas por medio de señales patrón, y permitieron determinar el comportamiento básico esperado del subsistema. Al implementar e integrar los tres subsistemas se lograron observar la operación íntegra del sistema diseñado. Para la puesta en operación del subsistema se dispuso de un computador con las siguientes características técnicas:

Procesador: Intel Core i7-8700 3,2GHz/ 6 Núcleos/ 12 Procesadores Lógicos

RAM: 16 GB 3200Hz DDR3

Tarjeta Gráfica: NVIDIA GeForce GTX 1080Ti

Versión Matlab: 2019b

Baud Rate Matlab: 115200 baudios

Puerto USB: USB 3.0

Al ejecutar las pruebas en primera medida se determinó que el sistema mide correctamente los ángulos de los movimientos realizados manualmente en tres ejes (frontal, sagital y trasversal) de los cinco módulos articulares, como se puede ver en el capítulo 13.1. Además, que es capaz de medir ángulos en un rango de entre  $-180^\circ$  y  $180^\circ$ , como se evidencia en el capítulo 13.1.2, rango que permitirá a los voluntarios que en un futuro utilicen este prototipo realizar distintas pruebas y distintos movimientos además de los propuestos en la guía de laboratorio (ver anexo 23.1).

Al principio del proyecto se determinó que el dispositivo debía ser capaz de funcionar de manera inalámbrica en un rango de distancia de hasta cinco metros, al realizar las pruebas y gracias al componente que se escogió para realizar la transmisión de los datos se evidencio que el prototipo funciona en el rango esperado en línea directa en interiores, como se evidencia en el capítulo 13.2. Además, se realizó la prueba con un obstáculo en medio del receptor y el transmisor y no se observaron cambios entre la prueba realizada en línea directa y la prueba con obstáculo (ver capítulo 13.2).

Al realizar la integración de los subsistemas de captura, recepción e interfaz gráfica se evidencio que, al realizar movimientos manuales, como se observa en el capítulo 14.2.2, la interfaz es capaz de mostrar las gráficas de los módulos articulares según se necesiten. Se pudo realizar un análisis de estos, ya que, se pueden observar los máximos, mínimos, y la media de las medidas tomadas.

Las especificaciones técnicas de los módulos correspondientes a las articulaciones del tronco inferior, el módulo receptor y el subsistema de interfaz, se encuentran evidenciadas de la tabla 51 a la 57.

*Tabla 51. Ficha técnica del módulo de la cadera.*

<b>Ficha técnica - Modulo Cadera</b>	
<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Voltaje máximo	9 V
Voltaje mínimo	3.3 V
Voltaje recomendado	5 V a 7V
Corriente máxima	332,4 mA
Rango de medida eje x	-175,21° a 179,67°
Rango de medida eje y	-177,46° a 177,08°
Rango de medida eje z	-176,41° a 179,7°
Cantidad de datos enviados	4 (Encabezado, Eje x, Eje y, Eje z)
Alcance máximo en espacio libre	1000 m (datasheet)
Frecuencia de muestreo	313 Hz
Resolución Arduino	8 bits
Sensibilidad	0,9°

Tabla 52. Ficha técnica del módulo de la rodilla derecha.

<b>Ficha técnica - Modulo Rodilla Derecha</b>	
<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Voltaje máximo	9 V
Voltaje mínimo	3.3 V
Voltaje recomendado	3.3 V a 5 V
Corriente máxima	332,4 mA
Rango de medida eje x	-177,81° a 176,32°
Rango de medida eje y	-176,6° a 179,36°
Rango de medida eje z	-177,51° a 178,24°
Cantidad de datos enviados	4 (Encabezado, Eje x, Eje y, Eje z)
Alcance máximo en espacio libre	1000 m (datasheet)
Frecuencia de muestreo	337Hz
Resolución	8 bits
Sensibilidad	0,9°

Tabla 53. Ficha técnica del módulo de la rodilla izquierda.

<b>Ficha técnica - Modulo Rodilla Izquierda</b>	
<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Voltaje máximo	9 V
Voltaje mínimo	3.3 V
Voltaje recomendado	3.3 V a 5 V
Corriente máxima	332,4 mA
Rango de medida eje x	-175,21° a 173,72°
Rango de medida eje y	-179,74° a 175,94°
Rango de medida eje z	-174,94° a 176,41°
Cantidad de datos enviados	4 (Encabezado, Eje x, Eje y, Eje z)
Alcance máximo en espacio libre	1000 m (datasheet)
Frecuencia de muestreo	307
Resolución	8 bits
Sensibilidad	0,9°

Tabla 54. Ficha técnica del módulo del tobillo derecho.

<b>Ficha técnica - Modulo Tobillo Derecho</b>	
<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Voltaje máximo	9 V
Voltaje mínimo	3.3 V
Voltaje recomendado	3.3 V a 5 V
Corriente máxima	332,4 mA
Rango de medida eje x	-177,81° a 175,21°
Rango de medida eje y	-179,36° a 178,98°
Rango de medida eje z	-175,68° a 178,6°
Cantidad de datos enviados	4 (Encabezado * (nombre del módulo), Eje x, Eje y, Eje z)
Alcance máximo en espacio libre	1000 m (datasheet)
Frecuencia de muestreo	327
Resolución	8 bits
Sensibilidad	0,9°

Tabla 55. Ficha técnica del módulo del tobillo izquierdo.

<b>Ficha técnica - Módulo Tobillo Izquierdo</b>	
<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Voltaje máximo	9 V
Voltaje mínimo	3.3 V
Voltaje recomendado	3.3 V a 5 V
Corriente máxima	332,4 mA
Rango de medida eje x	-174,46° a 175,58°
Rango de medida eje y	-177,08° a 179,36°
Rango de medida eje z	-173,12° a 178,01°
Cantidad de datos enviados	4 (Encabezado, Eje x, Eje y, Eje z)
Frecuencia de muestreo	312
Alcance máximo en espacio libre	1000 m (datasheet)
Resolución	8 bits
Sensibilidad	0,9°

Tabla 56. Requerimientos mínimos del subsistema de interfaz gráfica.

<b>Requerimientos mínimos – Subsistema Interfaz Gráfica</b>	
<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Software	MATLAB
Versión	2019b
Aplicación requerida	App Designer
Sistema operativo	Windows 7 SP1 en adelante MacOS 10.10-10.11 Linux Kernel 2.6 o superior
Disco	2GB solo para MATLAB
RAM	1 GB mínimo, 4GB recomendado

Tabla 57. Ficha técnica del módulo de recepción.

<b>Ficha técnica - Módulo Recepción</b>	
<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Cantidad de datos recibidos	15 datos, 5 encabezados
Baudios puerto serial	115200 baudios
Alcance máximo en espacio libre	1000 m (datasheet)
Corriente máxima	328,5 mA
Resolución	8 bits

Como resultado de uno de los objetivos se obtuvo la guía de laboratorio (ver anexo 23.1). Esta guía consta de un marco teórico en el que se explican las fases de la marcha y todo el proceso que conlleva dar un paso, esto se incluyó en la guía de laboratorio para dar a las personas que sigan la guía un contexto que les permita identificar el momento que se debe realizar al momento de tener un prototipo en funcionamiento y para al final poder relacionar las gráficas obtenidas con la teoría.

En el capítulo de objetivos se determinó que el objetivo de ejecutar la guía de laboratorio es identificar y analizar el movimiento en el tronco inferior; este objetivo principal se determinó siguiendo las temáticas que son vistas en la materia a la cual va dirigida la guía de laboratorio. Los objetivos específicos se desglosaron directamente del objetivo principal; estos buscan, al igual que el objetivo general, determinar los logros de aprendizaje que se esperan cumplir al terminar con la guía laboratorio.

Una de las secciones más importantes de la guía de laboratorio es el procedimiento que se debe seguir. La guía se diseñó para ejecutarse con el prototipo implementado al 100%, sin embargo, hay secciones dentro del procedimiento que se pueden desarrollar con los módulos en la implementación que se encuentra actualmente como lo son la sección de preparación del equipo, calibración del equipo, análisis y visualización (Ver anexo 23.1). En las secciones nombradas anteriormente se evidencian los pasos que se deben seguir para poder obtener una gráfica de movimiento en la interfaz de usuario.

## **20. DISCUSIÓN**

Los objetivos se cumplieron en su mayoría, ya que, aunque se diseñó un prototipo, una guía de laboratorio (ver anexo 23.1) y los respectivos manuales (ver anexo 23.12); no se pudo implementar en una persona, lo que no permitió completar las pruebas planteadas en el diseño y por ende no completar el cumplimiento de algunos objetivos que involucran la implementación de este.

El primer requerimiento habla acerca del rango de medición en grados que debe alcanzar el prototipo, se obtuvieron resultados satisfactorios, ya que, el sistema logro medir y graficar los grados de un movimiento generado en un rango de entre -180 y 180 (ver capítulo 13.1.2). Por ende, se indica que el requerimiento se cumple a



cabalidad y por esta razón no fue ni será necesario realizar ajustes para mejorar el resultado de las pruebas de este requerimiento.

Sin embargo, aunque el sistema captura la posición en grados y lo hace en tres distintos ejes, para el cumplimiento del segundo requerimiento se necesita de algunos elementos los cuales no pudieron terminarse como los son la implementación del diseño industrial necesarios para poner el dispositivo en una persona y realizar la prueba. Para poder ubicar el prototipo es muy importante contar con el diseño industrial adecuado, ya que, de otra manera se ven afectados los datos tomados porque una mala implementación afecta la manera de caminar de una persona.

El sistema mide el tiempo transcurrido durante una prueba, sin embargo, este requerimiento no se cumplió en su totalidad, ya que, la prueba se realizó con una aplicación de cronometro de un celular y esta no es una herramienta confiable para realizar pruebas. Para futuras implementaciones es necesario contar con un cronometro certificado para que los resultados obtenidos sean confiables.

Aunque el prototipo junto a la interfaz gráfica muestra graficas de movimientos en tres ejes, no son movimientos realizados en un ciclo de marcha por una persona, sino que son graficas que se generaron al mover los módulos con las manos (ver capítulo 15.2), ya que, no se pudieron realizar pruebas en personas por la falta de la implementación industrial. Debido a la situación actual no fue posible adquirir las baterías, al no tener estos componentes no se fue posible realizar la prueba de la autonomía ni de recarga del sistema.

## **21. CONCLUSIONES**

Se logró diseñar, implementar y probar un sistema que mide y grafica en tres ejes el movimiento. Aunque el resultado cumple con la mayoría de los requerimientos y

objetivos, no se logró hacer las pruebas en una persona, ya que, aunque ya se contaba con el diseño industrial del prototipo no fue posible realizar la implementación.

Aunque el sistema no pudo ser probado en una persona, se lograron obtener medidas de los movimientos que se generaban al mover los módulos manualmente, esto comprobando una de las funcionalidades principales del sistema.

Las medidas obtenidas se lograron visualizar en una interfaz gráfica que permite a los usuarios ver los grados de movimientos obtenidos en tres ejes por cada módulo, lo que hace que en el momento en el que se implemente este sistema en una persona, pueda ser más fácil el estudio de cada articulación.

Teniendo en cuenta el subsistema de Captura, se cumplieron con la gran mayoría de los requerimientos asociados. Durante la implementación y pruebas se logró evidenciar que el subsistema entregaba a su salida los quince datos correspondientes a los tres ejes de los cinco módulos articulares con las especificaciones descritas en los requerimientos tras la interacción física de la posición angular.

Con respecto al subsistema de Recepción se pudo concluir que se cumple correctamente con las condiciones mínimas establecida de trabajo, se observó una correcta recepción inalámbrica mediante una comunicación inalámbrica por TDM (Multiplexación por División de Tiempo) a una distancia operativa mayor a los 5m y una correcta integridad de los datos.

Finalmente, respecto al subsistema de Interfaz Gráfica se logró identificar a la salida las gráficas referentes a la posición angular con respecto al tiempo. Se logró implementar una interfaz hombre máquina para operar el inicio del periodo de análisis, observación de cada articulación y comparación estadística de la gráfica capturada y la gráfica de referencia.

Los requerimientos y objetivos que requerían hacer uso de pruebas sobre un voluntario durante el ciclo de marcha no pudieron ser aprobados durante la metodología debido a causas externas, por lo que la suma de los requerimientos cumplidos por subsistema describe satisfactoriamente el cumplimiento de los objetivos operativos del dispositivo.

Para terminar la implementación de este prototipo es necesario implementar el diseño industrial para que los módulos articulares puedan ubicarse de una manera adecuada al voluntario que realice la prueba, además, con la adquisición de las pilas el prototipo podrá ser inalámbrico y así será más fácil realizar las pruebas. Para futuras implementaciones que se realicen con los diseños y la información en este documento se pueden plantear módulos articulares que capturen y analicen otras zonas del cuerpo como lo son las que componen el tronco superior. En caso de necesitar un análisis más especializado del tronco inferior se pueden implementar más módulos en el tronco inferior para obtener así más resultados.

## 22. REFERENCIAS DOCUMENTALES

- [1] S. Collado Vázquez, "Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas: influencia del transporte de carga", Universidad Complutense de Madrid, Servicio de Publicaciones, 2004.
- [2] L. Vargas, P. Caicedo, S. Salinas, W. Sierra, L. Rodriguez, "Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana", IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías para Apoyo a la Discapacidad, 2017.
- [3] L. Broche Vázquez, R. Sagaró Zamora, C. Ochoa Díaz, A. P. Lanari-Bó, F. A. Martinez Nariño, "Análisis cinemático y dinámico de prótesis transfemorales. Implicaciones clínicas", researchgate, Ingeniería Mecánica, vol 19, no 3, p 150-157, 2016.
- [4] E. Guamán Sosa, J. Bermeo Granada, "Diseño e implementación de la instrumentación para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior en sujetos sanos", Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control, 2017.
- [5] "Sensores Inerciales - Análisis de Movimiento - ISEN - STT", *Biomec.com.co*. [Online]. Available: <https://www.biomec.com.co/productos/sensores-inerciales.html>. [Accessed: 31- May- 2020]

- [6] "biomechSOLUTIONS, soluciones de medida y análisis biomecánico", *Biomech-solutions.com*. [Online]. Available: <https://www.biomech-solutions.com/>. [Accessed: 31- May- 2020]
- [7] "Home - Xsens 3D motion tracking", *Xsens.com*, 2020. [Online]. Available: <https://www.xsens.com/>. [Accessed: 31- May- 2020]
- [8] "Empresa | Technaid - Leading Motion", *Technaid*. [Online]. Available: <https://www.technaid.com/es/sobre-nosotros/empresa/>. [Accessed: 31- May- 2020]
- [9] "G-WALK | Wearable inertial system | BTS Bioengineering", *BTS Bioengineering*. [Online]. Available: [https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/?gclid=CjwKCAjwq832BRA5EiwACvCWsctEbG1nwY6N1i1CEAW3gRRY5FevQTWEZOHbCVFEiuxv2xcTc3iKlxoCZvQQA\\_vD\\_BwE](https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/?gclid=CjwKCAjwq832BRA5EiwACvCWsctEbG1nwY6N1i1CEAW3gRRY5FevQTWEZOHbCVFEiuxv2xcTc3iKlxoCZvQQA_vD_BwE). [Accessed: 31- May- 2020]
- [10] "Decreto número 4725 de 2005", vol. 4725. Colombia: Ministerio de la Protección Social, 2005.
- [11] "ABC De Dispositivos Médicos", Colombia: Ministerio de la Protección Social, INVIMA, Bogotá, 2013.
- [12] R. Martínez Méndez, M. Romero Huertas. "Uso de sensores inerciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud", Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ingeniería, vol 37, 2012.
- [13] J. I. Torres, B. Cruz Muñoz, C. F. Villegas, "Criterios para la instrumentación de un magnetómetro hall en corriente continua." *Scientia et technica*, vol 1, no 37, 2007.
- [14] "Inertial motion capture | STT Systems", *Stt-systems.com*. [Online]. Available: [https://www.stt-systems.com/motion-analysis/inertial-motion-capture/?gclid=CjwKCAjwwtTmBRBqEiwA-b6c\\_2QR5p1lhMntQ5FiVfYfTsjqLrjvatUclouSsDZpBgMx\\_l8k\\_E0t3hoCupoQA\\_vD\\_BwE](https://www.stt-systems.com/motion-analysis/inertial-motion-capture/?gclid=CjwKCAjwwtTmBRBqEiwA-b6c_2QR5p1lhMntQ5FiVfYfTsjqLrjvatUclouSsDZpBgMx_l8k_E0t3hoCupoQA_vD_BwE)stt-systems.com/motion-analysis/inertial-motion. [Accessed: 31- May- 2020]

## 23. ANEXOS

### 23.1 Guía de Laboratorio



**UNIVERSIDAD EL BOSQUE**  
**CENTRO DE DESARROLLO TECNOLÓGICO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

<b>Asignatura:</b>	Biomecánica	<b>Semestre:</b>	7
<b>Nombre de la practica:</b>	Identificación de ángulos de las articulaciones del tronco inferior durante un ciclo de marcha		

#### **Objetivo de Aprendizaje:**

Identificar y analizar el movimiento de las articulaciones pertenecientes al tronco inferior en una persona sana

#### **Objetivos Específicos:**

- Identificar en principio de funcionamiento de un prototipo para el estudio de la marcha humana inercial.
- Identificar grados de flexión y extensión.
- Obtener gráficas de movimiento de marcha humana.
- Identificar la aceleración del movimiento relacionado a un ciclo de marcha.

### Introducción:

El laboratorio de análisis de movimiento permite el análisis de diferentes tipos de movimientos humanos; no obstante, el mayor desarrollo se ha enfocado en estudiar la marcha. Otros tipos de estudio de movimiento disponibles corresponden a análisis de función de extremidad superior, posturografía, estudios de estrategias motoras como "sit to stand", actos deportivos o estudios ergonómicos. La tecnología del laboratorio de movimiento ha sido empleada también en el último tiempo en el desarrollo de películas animadas, permitiendo dar a sus personajes un aspecto más cercano a la realidad.

La marcha humana corresponde a una secuencia de movimientos coordinados y alternantes que nos permite desplazarnos. Es un proceso complejo que requiere el adecuado funcionamiento e interacción de diferentes estructuras tales como un sistema de control a cargo del Sistema Nervioso Central, palancas que provean el movimiento correspondiente a los huesos y fuerzas para mover las palancas a cargo del sistema muscular. Alteraciones a cualquiera de estos niveles puede determinar alteraciones de la marcha.

### Marco Teórico:

#### I. Ciclo de marcha normal

La locomoción humana normal se define como una serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Un ciclo de marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. El ciclo de marcha cuenta con dos fases, la fase de apoyo o fase portante y la fase de balanceo o fase oscilante; estas se pueden observar en la figura 1 a continuación:

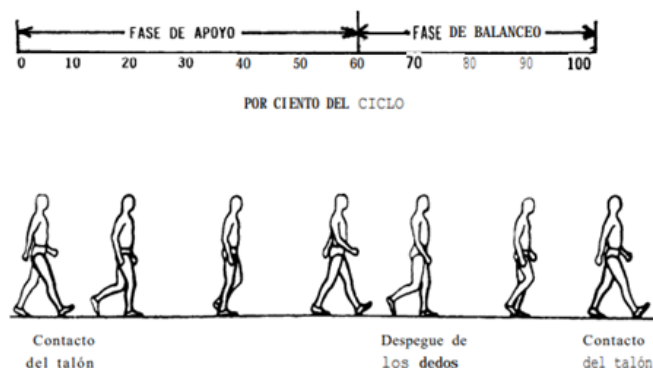


Figura 1. Componentes de la marcha humana.

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de marcha, a una velocidad normal, es:

- Fase de apoyo: 60% del ciclo.

- Fase de balanceo: 40% del ciclo.

## II. Fase de apoyo

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo: Contacto del talón, apoyo plantar, apoyo medio, elevación del talón y despegue del pie. El contacto del talón se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo. El apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo. El apoyo medio ocurre cuando el trocánter mayor\* está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. La elevación del talón ocurre cuando el talón se eleva del suelo, y el despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación de los dedos. Todo esto se puede ver explicado en la figura 2.

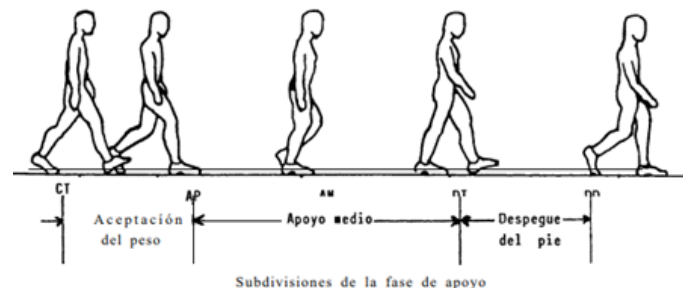


Figura 2. Subdivisiones de la fase de apoyo

## III. Fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la deceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo figura 3.

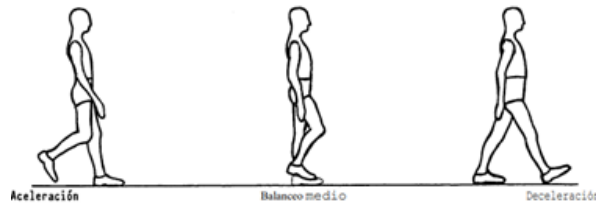


Figura 3. Subdivisiones de la fase de apoyo

#### **IV. Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo**

##### **A. Tobillo**

En el tobillo, entre la elevación del pie y el punto medio del balanceo, el pie se mueve de una posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutral, que se mantiene por el resto de la fase de balanceo. La causa del movimiento inicial de la posición neutral del pie es por acción de los músculos tibiales anteriores. Se puede observar en la figura 5.

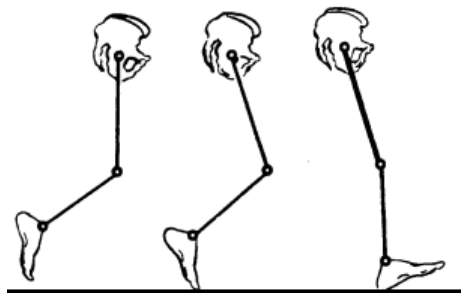


Figura 4. Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo.

##### **B. Rodilla**

Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo; la rodilla se flexiona de una posición inicial aproximada de 40 grados a un ángulo de máxima flexión, de aproximadamente 65 grados. La acción de los cuádriceps ayuda a prevenir una elevación excesiva del tacón y también contribuye a una aceleración hacia adelante de la pierna.

Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón; la rodilla se extiende hasta la extensión completa en el último instante de la fase de balanceo. La acción de los músculos isquiotibiales durante la última parte de este intervalo ayuda a desacelerar el balanceo de la pierna hacia adelante y ayuda a controlar la posición del pie, conforme se acerca al suelo. Se puede observar todo esto en la figura 5.



### **C. Cadera**

Entre el despegue del pie y la fase media de balanceo. La articulación de la cadera, partiendo de una posición neutral, flexiona aproximadamente 30 grados, al alcanzar la fase media de balanceo. Los músculos flexores de la cadera están activos durante la iniciación de ese intervalo.

Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón. El ángulo de la cadera no cambia mucho. Durante la última parte de este intervalo, los músculos extensores de la cadera están activos para controlar el movimiento de la extremidad hacia adelante. Se puede ver en la figura 5.

### **V. Movimiento en el plano frontal durante la fase de balanceo**

Los movimientos angulares de la pierna, vistos en el plano frontal, mucho más pequeños que los observados en el plano sagital. Al contacto del talón, el pie está en ligera inversión. Inmediatamente después del contacto del talón, la reacción del suelo pasa ligeramente lateral al eje subtalar y el pie rota en ligera eversión cuando la parte anterior del pie contacta el suelo. Durante el intervalo de la fase media de apoyo, la parte posterior del pie se mueve desde una posición de 5 grados de eversión a una posición de ligera inversión, que continúa durante el despegue del suelo. La inversión de la parte posterior del pie resulta de la acción combinada del tríceps sural y la rotación externa de la tibia con respecto al pie, durante el intervalo de despegue. El movimiento de la rodilla en el plano frontal es mínimo durante la fase de apoyo. Hay cierta tendencia hacia una ligera abducción de la tibia al contacto del talón, pero inmediatamente después la reacción del suelo tiende a producir aducción de la tibia. Durante la primera parte de la fase de apoyo, la pelvis cae unos 5 grados de la horizontal en el lado opuesto, conforme esta pierna empieza su fase de balanceo como se puede observar en la figura 6. El acetábulo de la cadera está limitado por la acción de los músculos abductores de la pierna en fase de apoyo.

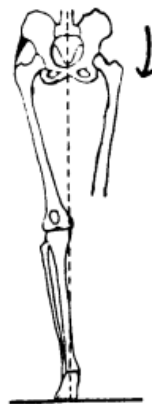


Figura 5. Tronco inferior

## VI. Rango de medidas antropométricas

Para determinar si la marcha realizada por el voluntario se puede considerar como normal, se debe tener en cuenta la tabla a continuación:

Articulación	Plano	Rango de movimiento
Rodilla	Sagital	Flexión - extensión: 0 a 140 grados
	Trasversal	Rotación externa 0 a 45 grados con flexión en 90 Rotación interna 0 a 30 grados con flexión en 90
	Frontal	Abducción y aducción alcanzan un rango despreciable incluso con la Flexión en 30 grados
Tobillo	Sagital	Flexión dorsal 0 a 20 grados Flexión plantar 0 a 45 grados
	Frontal	Abducción y aducción despreciables
	Trasversal	Inversión 0 a 35 grados Eversión 0 a 25 grados
Cadera	Sagital	Flexión 0 a 140 grados Extensión 0 a 15 grados
	Frontal	Rotación externa 0 a 90 grados Rotación interna 0 a 70 grados
	Trasversal	Abducción 0 a 30 grados Aducción 0 a 25 grados

Tabla 1. Rango de medidas antropométricas en un ciclo de marcha de una persona entre 16 y 40 años.

## Procedimiento de laboratorio:

### I. Preparación del voluntario

- En los grupos de trabajo, seleccionar el sujeto voluntario que realizara el ciclo de marcha.
- Ubicar y sujetar con la cinta de velcro el módulo articular denotado como **T\_Izq** en el tobillo izquierdo del voluntario.
- Ubicar y sujetar con la cinta de velcro el módulo articular denotado como **T\_Der** en el tobillo derecho del voluntario.
- Ubicar y sujetar con la cinta de velcro el módulo articular denotado como **R\_Izq** en la rodilla izquierda del voluntario.

- e. Ubicar y sujetar con la cinta de velcro el módulo articular denotado como **R\_Der** en la rodilla derecha del voluntario.
- f. Ubicar y sujetar con la cinta de velcro el módulo articular denotado como **C\_M** en la cadera del voluntario.

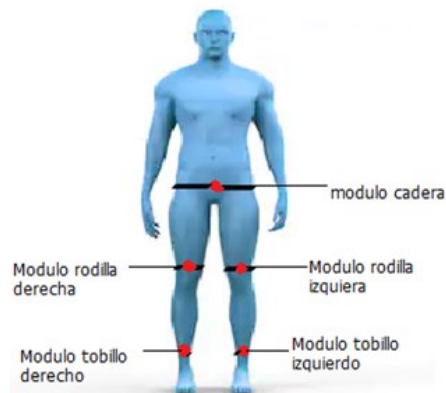


Figura 6. Ubicación de los módulos

## II. Preparación del equipo de control

- a. Conectar con el cable Mico USB – USB al computador en donde se realizará el proceso de operación.
- b. Abrir “Administrador de dispositivos” e identificar el puerto (**COM#**) habilitado para el módulo receptor.
- c. Abrir el algoritmo de la interfaz gráfica **Main.m**.
- d. Ajustar en el algoritmo el puerto de comunicación acorde el observado en el Administrador de dispositivos.

## III. Calibración

- a. Encender los módulos de las rodillas, tobillos y cadera pulsando el interruptor rectangular ubicado en la sección trasera de la cubierta.
- b. El voluntario debe permanecer una posición estática aproximadamente 30 a 60 segundos.
- c. Esperar que todos los módulos presenten un comportamiento intermitente del testigo lumínico.
- d. Pulsar en los módulos de las rodillas, tobillos y cadera el pulsador circular ubicado en la sección trasera de la cubierta.
- e. Esperar indicaciones del encargado de operación.

#### **IV. Sesión de análisis**

- a. El encargado de operación deberá ejecutar el algoritmo **Main.m** en el software Matlab
- b. El encargado de operación deberá indicar el inicio de la sesión de análisis, seguido de pulsar el botón "**Iniciar ciclo**" en la interfaz hombre - máquina.
- c. El voluntario deberá realizar un ciclo de marcha normal según el indicado en la Figura 2.
- d. En caso de querer repetir la sesión, repetir los pasos b y c.

#### **V. Visualización**

- a. Una vez realizado el ciclo de marcha, dirigirse a la interna hombre máquina y pulsar el botón "**Cadera**", "**Rodilla Izquierda**", "**Rodilla Derecha**", "**Tobillo Izquierdo**" o "**Tobillo Derecho**" según el que se quiera visualizar.
- b. Para observar la comparativa del sistema con respecto a las gráficas de referencia, pulsar el botón "**Analizar con referencia**" para observar los parámetros estadísticos de diferencial del valor Máximo, Mínimo y promedio.
- c. Analizar y concluir según los resultados observados.

#### **Resultados Importantes:**

Al analizar los datos se debe tener en cuenta que es importante realizar la comparación y el análisis respectivo a cada articulación siguiendo la **Tabla 1** ubicado en el marco teórico.

Las gráficas mostradas indican los grados respecto a tiempo, por lo cual se podrá determinar, con respecto a los grados normales de las articulaciones y periodos de actividad de cada articulación si el ciclo de marcha está dentro de los parámetros normales.

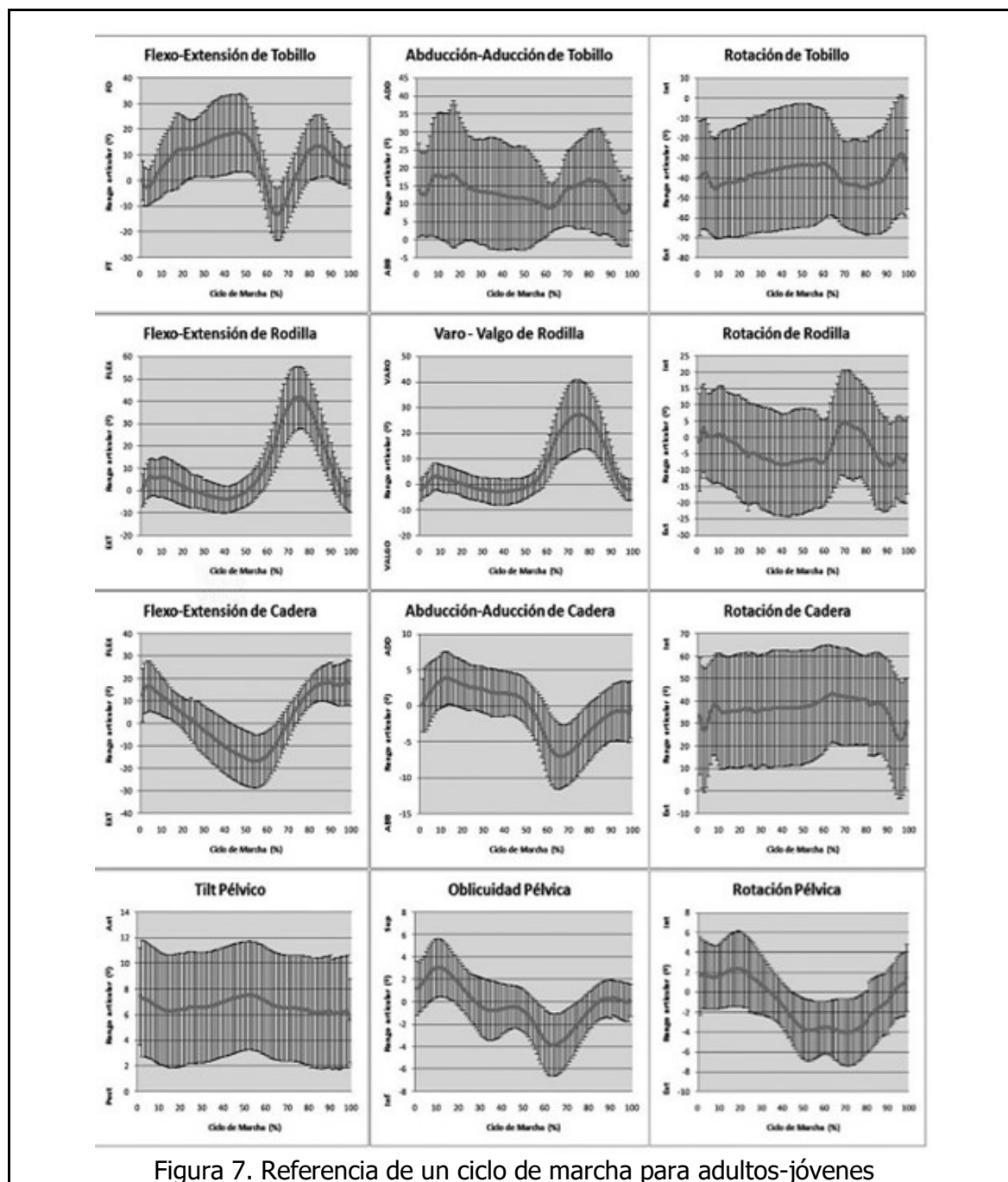


Figura 7. Referencia de un ciclo de marcha para adultos-jóvenes

### Conclusiones:

Si alguno de los datos antes mencionados se encuentra en las tablas o rangos indicados, se puede determinar que el ciclo de marcha es anormal. Los estudiantes pueden

determinar por lo valores obtenidos si pueden ser causados por alguna patología. Todo esto siendo parte del análisis y conclusiones del laboratorio.

### Bibliografía:

- [1] Bohorquez Avila, C. (2010). Estudio sobre la marcha humana. [ebook] Available at: <http://www.unilibre.edu.co/revistaingeniolibre/revista5/articulos/Estudio-sobre-la-marcha-humana-1.pdf> [Accessed 3 Sep. 2019].
- [2] PRAT, Jaime y SÁNCHEZ-LACUESTA, Javier. Biomecánico de la marcha humana normal y patológica. Madrid, Ed. Instituto de Valencia, 1999, págs. 32-50.
- [3] HARO D., D. (2015). GAIT AND MOVEMENT ANALYSIS LABORATORY [REV. MED. CLIN. CONDES - 2014; 25(2) 237-247]. [ebook] Available at: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-pdf-S0716864014700343> [Accessed 10 Aug. 2019].

### Equipos:

Nombre del Equipo	Cantidad	Observación
Prototipo funcional para el análisis de la marcha humana	1	

## 23.2 Algoritmo módulos articulares

Cadera = 1000

Rodilla derecha = 2000

Rodilla izquierda = 3000

Tobillo derecho = 4000

Tobillo izquierdo = 5000

```
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050_6Axis_MotionApps20.h"
#include "Wire.h"

#include <SPI.h>
#include <nRF24L01.h>
#include <RF24.h>
RF24 radio(7, 8);
const byte address[6] = "00001";
float datos[5];
#define ledPin 5
#define pull 6
#define buffersize 10
```

```
#define acel_deadzone 800
#define giro_deadzone 100
#define NModulo 1000
MPU6050 accelgyro(0x68);
MPU6050 mpu;
#define OUTPUT_READABLE_QUATERNION
int16_t ax, ay, az, gx, gy, gz;
int mean_ax, mean_ay, mean_az, mean_gx, mean_gy, mean_gz, state=0;
int ax_offset, ay_offset, az_offset, gx_offset, gy_offset, gz_offset;

long Actuator=1;
bool dmpReady = false;
uint8_t mpuIntStatus;
uint8_t devStatus;
uint16_t packetSize;
uint16_t fifoCount;
uint8_t fifoBuffer[64];
Quaternion q;
volatile bool mpuInterrupt = false;
void dmpDataReady() {
    mpuInterrupt = true;
}

void setup() {
    Serial.begin(115200);
    #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
        Wire.begin();
    TWBR = 24;
    #elif I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_BUILTIN_FASTWIRE
        Fastwire::setup(400, true);
    #endif
    accelgyro.initialize();
    mpu.initialize();
    devStatus = mpu.dmpInitialize();
    accelgyro.setXAccelOffset(0);
    accelgyro.setYAccelOffset(0);
    accelgyro.setZAccelOffset(0);
    accelgyro.setXGyroOffset(0);
    accelgyro.setYGyroOffset(0);
    accelgyro.setZGyroOffset(0);
    pinMode(ledPin, OUTPUT);
    pinMode(pull, INPUT);
    attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(3), Boton, RISING);

    radio.begin();
    radio.openWritingPipe(address);
    radio.setPALevel(RF24_PA_MIN);
    radio.stopListening();
}
```

```
void loop() {  
  if (Actuador==1) {  
    if (state==0){  
      meansensors();  
      state++;  
      delay(1000);  
    }  
    if (state==1) {  
      calibration();  
      state++;  
      delay(1000);  
    }  
    if (state==2) {  
      meansensors();  
    }  
    Actuador++;  
  }  
  if (Actuador==2) {  
    digitalWrite(ledPin, HIGH);  
    delay(100);  
    digitalWrite(ledPin, LOW);  
    delay(100);  
    mpu.setXGyroOffset(gx_offset);  
    mpu.setYGyroOffset(gy_offset);  
    mpu.setZGyroOffset(gz_offset);  
    mpu.setZAccelOffset(az_offset);  
    if (devStatus == 0) {  
      mpu.setDMPEEnabled(true);  
      attachInterrupt(0, dmpDataReady, RISING);  
      mpuIntStatus = mpu.getIntStatus();  
      dmpReady = true;  
      packetSize = mpu.dmpGetFIFOPageSize();  
    }  
  }  
  if (Actuador> 2) {  
    digitalWrite(ledPin, HIGH);  
    mpu.resetFIFO();  
    if (!dmpReady) return;  
    mpuInterrupt = false;  
    mpuIntStatus = mpu.getIntStatus();  
    fifoCount = mpu.getFIFOCount();  
    if ((mpuIntStatus & 0x10) || fifoCount == 1024) {  
      mpu.resetFIFO();  
    }  
    else if (mpuIntStatus & 0x02) {  
      while (fifoCount < packetSize) fifoCount = mpu.getFIFOCount();  
      mpu.getFIFOBytes(fifoBuffer, packetSize);  
    }  
  }  
}
```



```
fifoCount -= packetSize;
#ifdef OUTPUT_READABLE_QUATERNION
    mpu.dmpGetQuaternion(&q, fifoBuffer);
    datos[0]=NModulo;
    datos[1]=q.w;
    datos[2]=q.x;
    datos[3]=q.y;
    datos[4]=q.z;
    if(digitalRead(pull)==HIGH){
        bool ok = radio.write(&datos, sizeof(datos));
    }
#endif
}}}
void meansensors(){
    long i=0,buff_ax=0,buff_ay=0,buff_az=0,buff_gx=0,buff_gy=0,buff_gz=0;
    while (i<(buffersize+101)){
        accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
        if (i>100 && i<=(buffersize+100)){
            buff_ax=buff_ax+ax;
            buff_ay=buff_ay+ay;
            buff_az=buff_az+az;
            buff_gx=buff_gx+gx;
            buff_gy=buff_gy+gy;
            buff_gz=buff_gz+gz;
        }
        if (i==(buffersize+100)){
            mean_ax=buff_ax/buffersize;
            mean_ay=buff_ay/buffersize;
            mean_az=buff_az/buffersize;
            mean_gx=buff_gx/buffersize;
            mean_gy=buff_gy/buffersize;
            mean_gz=buff_gz/buffersize;
        }
        i++;
        delay(2);
    }
}
void calibration(){
    ax_offset=-mean_ax/8;
    ay_offset=-mean_ay/8;
    az_offset=(16384-mean_az)/8;
    gx_offset=-mean_gx/4;
    gy_offset=-mean_gy/4;
    gz_offset=-mean_gz/4;
    while (1){
        int ready=0;
        accelgyro.setXAccelOffset(ax_offset);
        accelgyro.setYAccelOffset(ay_offset);
```

```
accelgyro.setZAccelOffset(az_offset);
accelgyro.setXGyroOffset(gx_offset);
accelgyro.setYGyroOffset(gy_offset);
accelgyro.setZGyroOffset(gz_offset);
meansensors();
if (abs(mean_ax)<=acel_deadzone) ready++;
else ax_offset=ax_offset-mean_ax/acel_deadzone;
if (abs(mean_ay)<=acel_deadzone) ready++;
else ay_offset=ay_offset-mean_ay/acel_deadzone;
if (abs(16384-mean_az)<=acel_deadzone) ready++;
else az_offset=az_offset+(16384-mean_az)/acel_deadzone;
if (abs(mean_gx)<=giro_deadzone) ready++;
else gx_offset=gx_offset-mean_gx/(giro_deadzone+1);
if (abs(mean_gy)<=giro_deadzone) ready++;
else gy_offset=gy_offset-mean_gy/(giro_deadzone+1);
if (abs(mean_gz)<=giro_deadzone) ready++;
else gz_offset=gz_offset-mean_gz/(giro_deadzone+1);
if (ready==6) break;
}}
void Boton(){
  Actuador++;
}
```

### 23.3 Algoritmo modulo maestro

```
long Actuador=1;
void setup() {
  pinMode(8, OUTPUT);
  pinMode(7, OUTPUT);
  pinMode(6, OUTPUT);
  pinMode(5, OUTPUT);
  pinMode(4, OUTPUT);
  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(3), Boton, RISING);
}
void loop() {
  if (Actuador>1){
    digitalWrite(8, HIGH); // Inicia Cadera
    delay(5);
    digitalWrite(8, LOW); // Fin Cadera
    delay(5);
    digitalWrite(7, HIGH); // Inicia Rodilla Izquierda
    delay(5);
    digitalWrite(7, LOW); // Fin Rodilla Izquierda
    delay(5);
    digitalWrite(6, HIGH); // Inicia Rodilla Derecha
```

```
delay(5);  
digitalWrite(6, LOW); // Fin Rodilla Derecha  
delay(5);  
digitalWrite(5, HIGH); // Inicia Tobillo Izquierdo  
delay(5);  
digitalWrite(5, LOW); // Fin Tobillo Izquierdo  
delay(5);  
digitalWrite(4, HIGH); // Inicia Tobillo Derecho  
delay(5);  
digitalWrite(4, LOW); // Fin Tobillo Derecho  
delay(5);  
}  
}  
void Boton(){  
  Actuador++;  
}
```

### 23.4 Algoritmo receptor

```
#include <SPI.h>  
#include <nRF24L01.h>  
#include <RF24.h>  
RF24 radio(7, 8);  
const byte address[6] = "00001";  
float datos[5];  
float grados[15];  
  
void setup() {  
  Serial.begin(115200);  
  radio.begin();  
  radio.openReadingPipe(1, address);  
  radio.setPALevel(RF24_PA_MIN);  
  radio.startListening();  
}  
  
void loop() {  
  if ( radio.available() ){  
    radio.read(&datos,sizeof(datos));  
    if(datos[0]==1000){  
      grados[0]=datos[2];  
      grados[1]=datos[3];  
      grados[2]=datos[4];  
    }  
    if(datos[0]==2000){  
      grados[3]=datos[2];  
    }  
  }  
}
```

```
    grados[4]=datos[3];
    grados[5]=datos[4];
  }
  if(datos[0]==3000){
    grados[6]=datos[2];
    grados[7]=datos[3];
    grados[8]=datos[4];
  }
  if(datos[0]==4000){
    grados[9]=datos[2];
    grados[10]=datos[3];
    grados[11]=datos[4];
  }
  if(datos[0]==5000){
    grados[12]=datos[2];
    grados[13]=datos[3];
    grados[14]=datos[4];
  }
  mostrar();
  delay(10);
}
}

void mostrar(){
  Serial.print(grados[0]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[1]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[2]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[3]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[4]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[5]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[6]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[7]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[8]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[9]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[10]+1);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(grados[11]+1);
  Serial.print(" ");
```

```
Serial.print(grados[12]+1);  
Serial.print(" ");  
Serial.print(grados[13]+1);  
Serial.print(" ");  
Serial.println(grados[14]+1);  
}
```

### 23.5 Algoritmo receptor de prueba

```
#include <SPI.h>  
#include <nRF24L01.h>  
#include <RF24.h>  
RF24 radio(7, 8);  
const byte address[6] = "00001";  
float datos[5];  
float grados[15];  
  
void setup() {  
  Serial.begin(115200);  
  radio.begin();  
  radio.openReadingPipe(1, address);  
  radio.setPALevel(RF24_PA_MIN);  
  radio.startListening();  
}  
  
void loop() {  
  if ( radio.available() ){  
    radio.read(&datos,sizeof(datos));  
    grados[0]=datos[2];  
    grados[1]=datos[3];  
    grados[2]=datos[4];  
    mostrar();  
    delay(10);  
  }  
}  
  
void mostrar(){  
  Serial.print(" Modulo [EJE X] ");  
  Serial.print(grados[0]);  
  Serial.print(" Modulo [EJE Y] ");  
  Serial.print(grados[1]);  
  Serial.print(" Modulo [EJE Z] ");  
  Serial.println(grados[2]);  
}
```

### 23.6 Algoritmo transmisor de prueba

```
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050_6Axis_MotionApps20.h"
#include "Wire.h"

#include <SPI.h>
#include <nRF24L01.h>
#include <RF24.h>
RF24 radio(7, 8);
const byte address[6] = "00001";
float datos[5];
#define OUTPUT_READABLE_QUATERNION
long Actuador=1;
bool dmpReady = false;
uint8_t mpuIntStatus;
uint8_t devStatus;
uint16_t packetSize;
uint16_t fifoCount;
uint8_t fifoBuffer[64];
Quaternion q;
volatile bool mpuInterrupt = false;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
    Wire.begin();
    TWBR = 24;
  #elif I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_BUILTIN_FASTWIRE
    Fastwire::setup(400, true);
  #endif
  radio.begin();
  radio.openWritingPipe(address);
  radio.setPALevel(RF24_PA_MIN);
  radio.stopListening();
}

void loop() {
  datos[0]=1000;
  datos[1]=1;
  datos[2]=2;
  datos[3]=3;
  datos[4]=4;
  bool ok = radio.write(&datos, sizeof(datos));
  datos[0]=2000;
  datos[1]=10;
```

```
    datos[2]=20;  
    datos[3]=30;  
    datos[4]=40;  
    ok = radio.write(&datos, sizeof(datos));  
    datos[0]=3000;  
    datos[1]=100;  
    datos[2]=200;  
    datos[3]=300;  
    datos[4]=400;  
    ok = radio.write(&datos, sizeof(datos));  
    datos[0]=4000;  
    datos[1]=1000;  
    datos[2]=2000;  
    datos[3]=3000;  
    datos[4]=4000;  
    ok = radio.write(&datos, sizeof(datos));  
    datos[0]=5000;  
    datos[1]=10000;  
    datos[2]=20000;  
    datos[3]=30000;  
    datos[4]=40000;  
    ok = radio.write(&datos, sizeof(datos));  
}
```

### *23.7 Esquemático de circuito de prueba RT*

El esquemático a continuación muestra el circuito que se utilizó para realizar pruebas en los subsistemas de Captura y de Recepción, además, también se utilizó para realizar las pruebas del componente NRF24L01.

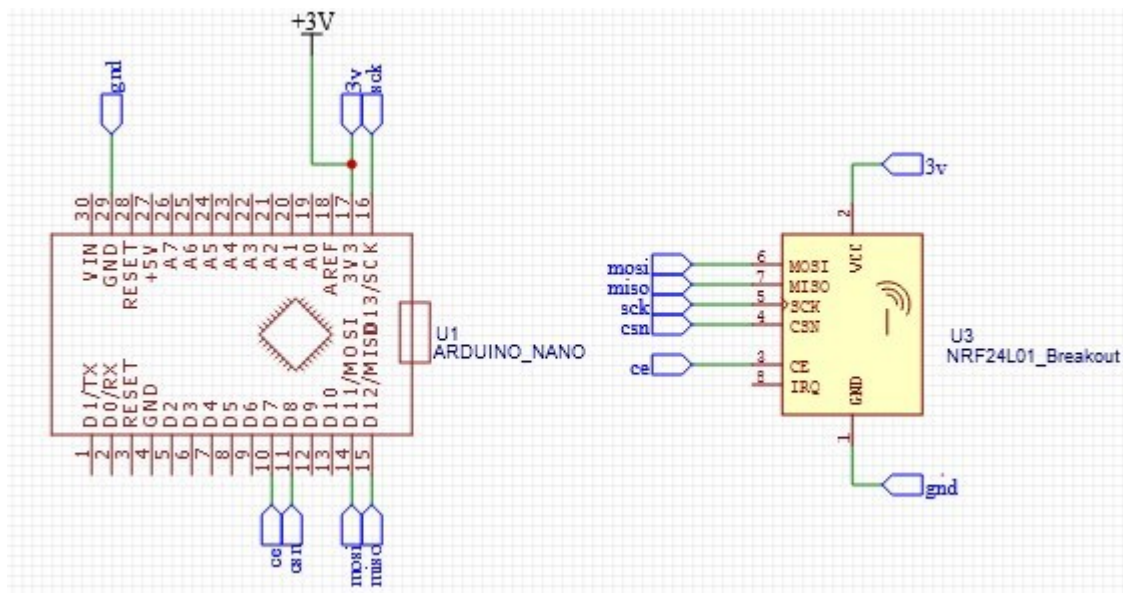


Figura 173. Esquema circuito de prueba RT

## 23.8 Algoritmo interfaz grafica

```
function varargout = Main(varargin)
% MAIN MATLAB code for Main.fig
% MAIN, by itself, creates a new MAIN or raises the existing
% singleton*.
%
% H = MAIN returns the handle to a new MAIN or the handle to
% the existing singleton*.
%
% MAIN('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
% function named CALLBACK in MAIN.M with the given input arguments.
%
% MAIN('Property','Value',...) creates a new MAIN or raises the
% existing singleton*. Starting from the left, property value pairs
% are applied to the GUI before Main_OpeningFcn gets called. An
% unrecognized property name or invalid value makes property application
% stop. All inputs are passed to Main_OpeningFcn via varargin.
%
% *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
% instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Main

% Last Modified by GUIDE v2.5 18-Apr-2020 18:55:28

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Main_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Main_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
```



```

'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Main is made visible.
function Main_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to Main (see VARARGIN)

% Choose default command line output for Main
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Main wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Main_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Inicializa Captura de datos
clc
clear all
close all
delete(instrfind({'Port'},{'COM6'})); % Limpia el puerto serial
s = serial('COM6','BaudRate',115200,'Terminator','CR/LF'); % Declara s como objeto serial
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead'); % Advertencia problema de conexion
fopen(s); % Abre el puerto serial

T_Marcha = 2;
rate = 33; % Muestras

ap = zeros(1,rate*T_Marcha);
i = 1; %
t = 0; % Parametro inicial de tiempo transcurrido

tic % inicia contador de tiempo
while t<T_Marcha
t = toc; % Tiempo transcurrido
    ap = fscanf(s,'%f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f');
    Datos(i,:) = [ap(1) ap(2) ap(3) ap(4) ap(5) ap(6) ap(7) ap(8) ap(9) ap(10) ap(11) ap(12) ap(13) ap(14) ap(15)];
    x=[1:length(Datos(:,1))];

```

```
% seguir
i = i+1;
end
fprintf('%g s de captura a %g cap/s \n',t,i/t);
clc;

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Limpia puerto serial
fclose(s);
delete(s);
clear s;
clear all
clc

% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
close all
F1 = figure;
subplot(3,1,1); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,1)-1)*180,'r');
title('Cadera [EJE X]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,2); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,2)-1)*180,'b');
title('Cadera [EJE Y]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,3); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,3)-1)*180,'k');
title('Cadera [EJE Z]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
drawnow
na=1; nb=2; nc=3;
A=(Datos(:,na)-1)*180; Test_A=(Test_Datos(:,na)-1)*180;
B=(Datos(:,nb)-1)*180; Test_B=(Test_Datos(:,nb)-1)*180;
C=(Datos(:,nc)-1)*180; Test_C=(Test_Datos(:,nc)-1)*180;

% --- Executes on button press in pushbutton5.
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
close all
F2 = figure;
subplot(3,1,1); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,10)-1)*180,'r');
title('Tobillo Derecho [EJE X]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,2); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,11)-1)*180,'b');
title('Tobillo Derecho [EJE Y]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,3); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,12)-1)*180,'k');
title('Tobillo Derecho [EJE Z]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
drawnow
na=10; nb=11; nc=12;
A=(Datos(:,na)-1)*180; Test_A=(Test_Datos(:,na)-1)*180;
B=(Datos(:,nb)-1)*180; Test_B=(Test_Datos(:,nb)-1)*180;
C=(Datos(:,nc)-1)*180; Test_C=(Test_Datos(:,nc)-1)*180;

% --- Executes on button press in pushbutton6.
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
close all
F3 = figure;
subplot(3,1,1); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,13)-1)*180,'r');
title('Tobillo Izquierdo [EJE X]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
```

```

subplot(3,1,2); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,14)-1)*180,'b');
title('Tobillo Izquierdo [EJE Y]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,3); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,15)-1)*180,'k');
title('Tobillo Izquierdo [EJE Z]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
drawnow
na=13; nb=14; nc=15;
A=(Datos(:,na)-1)*180; Test_A=(Test_Datos(:,na)-1)*180;
B=(Datos(:,nb)-1)*180; Test_B=(Test_Datos(:,nb)-1)*180;
C=(Datos(:,nc)-1)*180; Test_C=(Test_Datos(:,nc)-1)*180;

% --- Executes on button press in pushbutton8.
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton8 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
close all
F4 = figure;
subplot(3,1,1); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,4)-1)*180,'r');
title('Rodilla Derecha [EJE X]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,2); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,5)-1)*180,'b');
title('Rodilla Derecha [EJE Y]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,3); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,6)-1)*180,'k');
title('Rodilla Derecha [EJE Z]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
drawnow
na=4; nb=5; nc=6;
A=(Datos(:,na)-1)*180; Test_A=(Test_Datos(:,na)-1)*180;
B=(Datos(:,nb)-1)*180; Test_B=(Test_Datos(:,nb)-1)*180;
C=(Datos(:,nc)-1)*180; Test_C=(Test_Datos(:,nc)-1)*180;

% --- Executes on button press in pushbutton10.
function pushbutton10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton10 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
close all
F5 = figure;
subplot(3,1,1); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,7)-1)*180,'r');
title('Rodilla Izquierda [EJE X]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,2); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,8)-1)*180,'b');
title('Rodilla Izquierda [EJE Y]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
subplot(3,1,3); plot(x*(T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,9)-1)*180,'k');
title('Rodilla Izquierda [EJE Z]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});
drawnow
na=7; nb=8; nc=9;
A=(Datos(:,na)-1)*180; Test_A=(Test_Datos(:,na)-1)*180;
B=(Datos(:,nb)-1)*180; Test_B=(Test_Datos(:,nb)-1)*180;
C=(Datos(:,nc)-1)*180; Test_C=(Test_Datos(:,nc)-1)*180;

% --- Executes on button press in pushbutton26.
function pushbutton26_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton26 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
Max1=0; Max2=0; Max3=0; % Parametro de conteo limite superior
Test_Max1=0; Test_Max2=0; Test_Max3=0;

Min1=1000; Min2=1000; Min3=1000; % Parametro de conteo limite inferior
Test_Min1=1000; Test_Min2=1000; Test_Min3=1000;

Promedio1=0; Promedio2=0; Promedio3=0; % Parametro de conteo promedio
Test_Promedio1=0; Test_Promedio2=0; Test_Promedio3=0;

Alto = length(Datos(:,na)); % Contar cuantas celdas hay en la columna

%----- ciclo for en cascada para determinar Max & Min -----
for i = 1:Alto
    % Eje X - Voluntario

```

```
if Datos(i,na) > Max1
    Max1 = Datos(i,na);
end
if Datos(i,na) < Min1
    Min1 = Datos(i,na);
end
% Eje X - Referencia
if Test_Datos(i,na) > Test_Max1
    Test_Max1 = Test_Datos(i,na);
end
if Test_Datos(i,na) < Test_Min1
    Test_Min1 = Test_Datos(i,na);
end

% Eje Y - Voluntario
if Datos(i,nb) > Max2
    Max2 = Datos(i,nb);
end
if Datos(i,nb) < Min2
    Min2 = Datos(i,nb);
end
% Eje Y - Referencia
if Test_Datos(i,nb) > Test_Max2
    Test_Max2 = Test_Datos(i,nb);
end
if Test_Datos(i,nb) < Test_Min2
    Test_Min2 = Test_Datos(i,nb);
end

% Eje Z - Voluntario
if Datos(i,nc) > Max3
    Max3 = Datos(i,nc);
end
if Datos(i,nc) < Min3
    Min3 = Datos(i,nc);
end
% Eje Z - Referencia
if Test_Datos(i,nc) > Test_Max3
    Test_Max3 = Test_Datos(i,nb);
end
if Test_Datos(i,nc) < Test_Min3
    Test_Min3 = Test_Datos(i,nc);
end
end
% Diferencia Max & Min - EJE X,Y & Z
Dif_Max_X=abs(Test_Max1-Max1);
Dif_Min_X=abs(Test_Min1-Min1);
Dif_Max_Y=abs(Test_Max2-Max2);
Dif_Min_Y=abs(Test_Min2-Min2);
Dif_Max_Z=abs(Test_Max3-Max3);
Dif_Min_Z=abs(Test_Min3-Min3);

for i = 1:Alto
    Promedio1=Promedio1+abs(Datos(i,na));
    Promedio2=Promedio2+abs(Datos(i,nb));
    Promedio3=Promedio3+abs(Datos(i,nc));
    Test_Promedio1=Test_Promedio1+abs(Test_Datos(i,na));
    Test_Promedio2=Test_Promedio2+abs(Test_Datos(i,nb));
    Test_Promedio3=Test_Promedio3+abs(Test_Datos(i,nc));
end
% Diferencia Promedio - EJE X,Y & Z
Dif_Promedio_X=abs((Promedio1/Alto)-(Test_Promedio1/Alto));
Dif_Promedio_Y=abs((Promedio2/Alto)-(Test_Promedio2/Alto));
Dif_Promedio_Z=abs((Promedio3/Alto)-(Test_Promedio3/Alto));

fprintf('Diferencia valor Maximo en X: %.2f \n', Dif_Max_X)
fprintf('Diferencia valor Minimo en X: %.2f \n', Dif_Min_X)
fprintf('Diferencia valor Promedio en X: %.2f \n', Dif_Promedio_X)
fprintf('\n')
```

```
fprintf("Diferencia valor Maximo en Y: %.2f \n", Dif_Max_Y)
fprintf("Diferencia valor Minimo en Y: %.2f \n", Dif_Min_Y)
fprintf("Diferencia valor Promedio en Y: %.2f \n", Dif_Promedio_Y)
fprintf("\n")

fprintf("Diferencia valor Maximo en Z: %.2f \n", Dif_Max_Z)
fprintf("Diferencia valor Minimo en Z: %.2f \n", Dif_Min_Z)
fprintf("Diferencia valor Promedio en Z: %.2f \n", Dif_Promedio_Z)
```

### 23.9 Algoritmo de prueba Arduino nano

```
void setup() {

    pinMode(2 , OUTPUT);
    pinMode(3 , OUTPUT);
    pinMode(4 , OUTPUT);
    pinMode(5 , OUTPUT);
    pinMode(6 , OUTPUT);
    pinMode(7 , OUTPUT);
    pinMode(8 , OUTPUT);
    pinMode(9 , OUTPUT);
    pinMode(10 , OUTPUT);
    pinMode(11 , OUTPUT);
    pinMode(12 , OUTPUT);
    pinMode(A0 , OUTPUT);
    pinMode(A1, OUTPUT);
    pinMode(A2 , OUTPUT);
    pinMode(A3 , OUTPUT);
    pinMode(A4 , OUTPUT);
    pinMode(A5 , OUTPUT);

}

void loop(){
    digitalWrite(2 , HIGH);
    digitalWrite(3 , HIGH);
    digitalWrite(4 , HIGH);
    digitalWrite(5 , HIGH);
    digitalWrite(6 , HIGH);
    digitalWrite(7 , HIGH);
    digitalWrite(8 , HIGH);
    digitalWrite(9 , HIGH);
    digitalWrite(10 , HIGH);
    digitalWrite(11, HIGH);
    digitalWrite(12 , HIGH);
    digitalWrite(A0, HIGH);
```

```
digitalWrite(A1 , HIGH);  
digitalWrite(A2 , HIGH);  
digitalWrite(A3, HIGH);  
digitalWrite(A4 , HIGH);  
digitalWrite(A5 , HIGH);  
  
}
```

### 23.10 Algoritmo de prueba MPU6050

```
#include "I2Cdev.h"  
#include "MPU6050_6Axis_MotionApps20.h"  
#include "Wire.h"  
#define buffersize 10  
#define acel_deadzone 800  
#define giro_deadzone 100  
MPU6050 accelgyro(0x68);  
MPU6050 mpu;  
#define OUTPUT_READABLE_QUATERNION  
int16_t ax, ay, az,gx, gy, gz;  
int mean_ax,mean_ay,mean_az,mean_gx,mean_gy,mean_gz,state=0;  
int ax_offset,ay_offset,az_offset,gx_offset,gy_offset,gz_offset;  
long Actuador=1;  
bool dmpReady = false;  
uint8_t mpuIntStatus;  
uint8_t devStatus;  
uint16_t packetSize;  
uint16_t fifoCount;  
uint8_t fifoBuffer[64];  
Quaternion q;  
volatile bool mpuInterrupt = false;  
void dmpDataReady() {  
    mpuInterrupt = true;  
}  
  
void setup() {  
    Serial.begin(115200);  
    #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE  
        Wire.begin();  
    TWBR = 24;  
    #elif I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_BUILTIN_FASTWIRE  
        Fastwire::setup(400, true);  
    #endif  
    accelgyro.initialize();  
    mpu.initialize();
```

```
devStatus = mpu.dmpInitialize();
accelgyro.setXAccelOffset(0);
accelgyro.setYAccelOffset(0);
accelgyro.setZAccelOffset(0);
accelgyro.setXGyroOffset(0);
accelgyro.setYGyroOffset(0);
accelgyro.setZGyroOffset(0);
}

void loop() {
  if (state==0){
    meansensors();
    state++;
    delay(1000);
  }
  if (state==1) {
    calibration();
    state++;
    delay(1000);
  }
  if (state==2) {
    meansensors();
  }
  mpu.setXGyroOffset(gx_offset);
  mpu.setYGyroOffset(gy_offset);
  mpu.setZGyroOffset(gz_offset);
  mpu.setZAccelOffset(az_offset);
  if (devStatus == 0) {
    mpu.setDMPEnabled(true);
    attachInterrupt(0, dmpDataReady, RISING);
    mpuIntStatus = mpu.getIntStatus();
    dmpReady = true;
    packetSize = mpu.dmpGetFIFOPageSize();
  }
  mpu.resetFIFO();
  if (!dmpReady) return;
  mpuInterrupt = false;
  mpuIntStatus = mpu.getIntStatus();
  fifoCount = mpu.getFIFOCount();
  if ((mpuIntStatus & 0x10) || fifoCount == 1024) {
    mpu.resetFIFO();
  }
  else if (mpuIntStatus & 0x02) {
    while (fifoCount < packetSize) fifoCount = mpu.getFIFOCount();
    mpu.getFIFOBytes(fifoBuffer, packetSize);
    fifoCount -= packetSize;
    #ifdef OUTPUT_READABLE_QUATERNION
```

```
        mpu.dmpGetQuaternion(&q, fifoBuffer);
        Serial.print(" Articulacion EJE [X]: ");
        Serial.print(q.x);
        Serial.print(" Articulacion EJE [Y]: ");
        Serial.print(q.y);
        Serial.print(" Articulacion EJE [Z]: ");
        Serial.println(q.z);
    #endif
}}

void meansensors(){
    long i=0,buff_ax=0,buff_ay=0,buff_az=0,buff_gx=0,buff_gy=0,buff_gz=0;
    while (i<(buffersize+101)){
        accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
        if (i>100 && i<=(buffersize+100)){
            buff_ax=buff_ax+ax;
            buff_ay=buff_ay+ay;
            buff_az=buff_az+az;
            buff_gx=buff_gx+gx;
            buff_gy=buff_gy+gy;
            buff_gz=buff_gz+gz;
        }
        if (i==(buffersize+100)){
            mean_ax=buff_ax/buffersize;
            mean_ay=buff_ay/buffersize;
            mean_az=buff_az/buffersize;
            mean_gx=buff_gx/buffersize;
            mean_gy=buff_gy/buffersize;
            mean_gz=buff_gz/buffersize;
        }
        i++;
        delay(2);
    }
}

void calibration(){
    ax_offset=-mean_ax/8;
    ay_offset=-mean_ay/8;
    az_offset=(16384-mean_az)/8;
    gx_offset=-mean_gx/4;
    gy_offset=-mean_gy/4;
    gz_offset=-mean_gz/4;
    while (1){
        int ready=0;
        accelgyro.setXAccelOffset(ax_offset);
        accelgyro.setYAccelOffset(ay_offset);
        accelgyro.setZAccelOffset(az_offset);
        accelgyro.setXGyroOffset(gx_offset);
        accelgyro.setYGyroOffset(gy_offset);
        accelgyro.setZGyroOffset(gz_offset);
```



```
meansensors();  
if (abs(mean_ax)<=acel_deadzone) ready++;  
else ax_offset=ax_offset-mean_ax/acel_deadzone;  
if (abs(mean_ay)<=acel_deadzone) ready++;  
else ay_offset=ay_offset-mean_ay/acel_deadzone;  
if (abs(16384-mean_az)<=acel_deadzone) ready++;  
else az_offset=az_offset+(16384-mean_az)/acel_deadzone;  
if (abs(mean_gx)<=giro_deadzone) ready++;  
else gx_offset=gx_offset-mean_gx/(giro_deadzone+1);  
if (abs(mean_gy)<=giro_deadzone) ready++;  
else gy_offset=gy_offset-mean_gy/(giro_deadzone+1);  
if (abs(mean_gz)<=giro_deadzone) ready++;  
else gz_offset=gz_offset-mean_gz/(giro_deadzone+1);  
if (ready==6) break;  
}}
```

### 23.11 Algoritmo de prueba interfaz grafica

```
#include <SPI.h>  
#include <nRF24L01.h>  
#include <RF24.h>  
RF24 radio(7, 8);  
const byte address[6] = "00001";  
float datos[5];  
float grados[15];  
  
void setup() {  
  Serial.begin(115200);  
  radio.begin();  
  radio.openReadingPipe(1, address);  
  radio.setPALevel(RF24_PA_MIN);  
  radio.startListening();  
}  
  
void loop() {  
  mostrar();  
  delay(10);  
  mostrar2();  
  delay(10);  
}  
  
void mostrar(){  
  Serial.print(1);  
  Serial.print(" ");  
  Serial.print(1);
```

[illegible][illegible]

```
Serial.print(" ");  
Serial.print(0);  
Serial.print(" ");  
Serial.print(0);  
Serial.print(" ");  
Serial.print(0);  
Serial.print(" ");  
Serial.print(0);  
Serial.print(" ");  
Serial.println(0);  
}
```

## *23.12 Manual de usuario*

### *23.12.1 Configuración Arduinos Nano*

- 1.** Encienda el computador.
- 2.** Conecte el puerto Mini-B USB Jack a un computador por medio de un cable USB tipo B.
- 3.** Una vez el computador haya reconocido el Arduino nano, proceda a abrir el IDE de Arduino.
- 4.** Dentro del IDE de Arduino se deben configurar el tipo de placa que se está utilizando, así como el puerto COM al que se ha conectado.
- 5.** En la barra de herramientas dirigirse a Herramientas > Placa: > Arduino Nano.

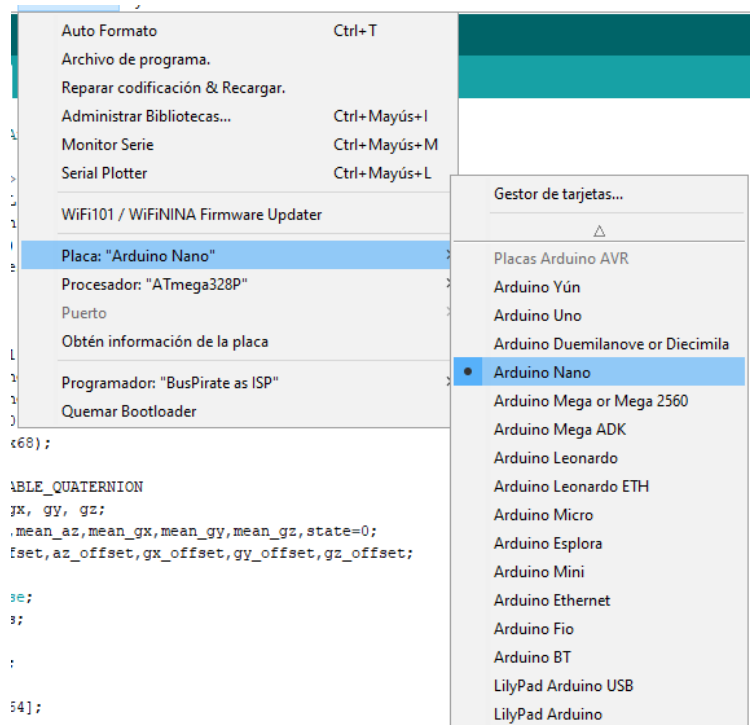


Figura 174. Configuración de la placa Arduino Nano en el IDE Arduino

6. En la barra de herramientas dirigirse a Herramientas > Puerto > Seleccionar el puerto COM relacionado con su microprocesador.

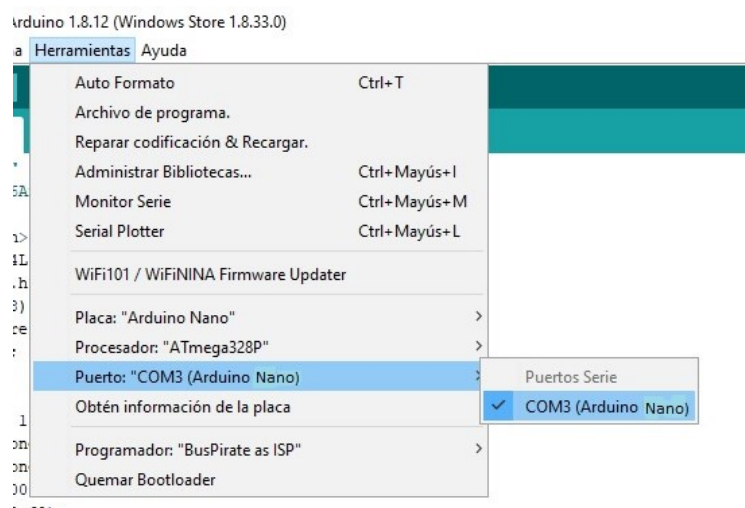


Figura 175. Configuración del puerto COM Arduino Nano

7. Para el Arduino Nano se debe configurar el procesador de la siguiente manera: dirigirse a la barra de herramientas y seleccionar Herramientas > Procesador: ATmega328P (Old Bootloader).

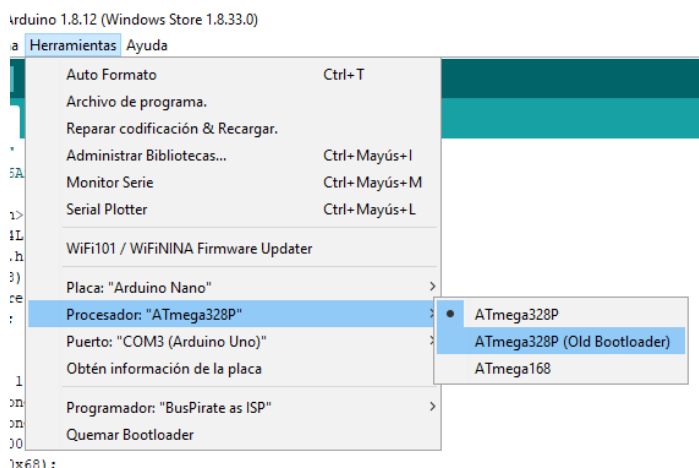


Figura 176. Configuración del procesador del Arduino Nano

8. Para cargar los códigos se debe dirigir a la barra de herramientas y seleccionar Archivo > Abrir > Ruta de descarga del código.
9. Buscar el código correspondiente del arduino nano que se desea configurar.

### Tobillo derecho

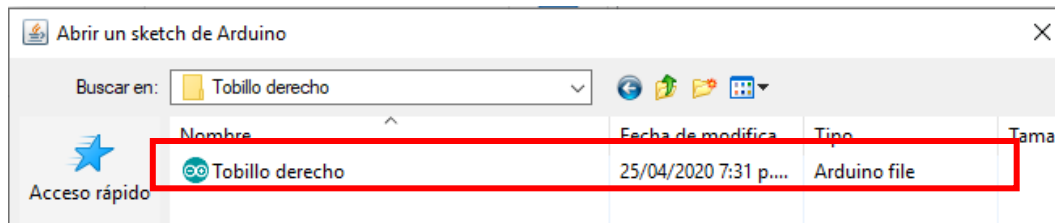


Figura 177. Algoritmo modulo articular "Tobillo Derecho"

### Tobillo izquierdo

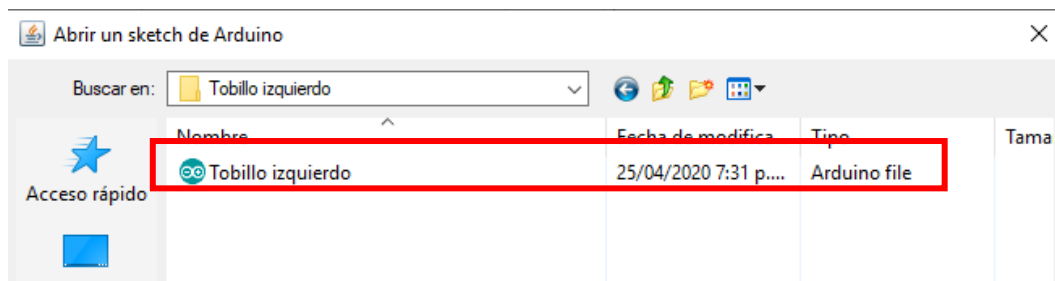


Figura 178. Algoritmo modulo articular "Tobillo izquierdo"

### Rodilla derecha

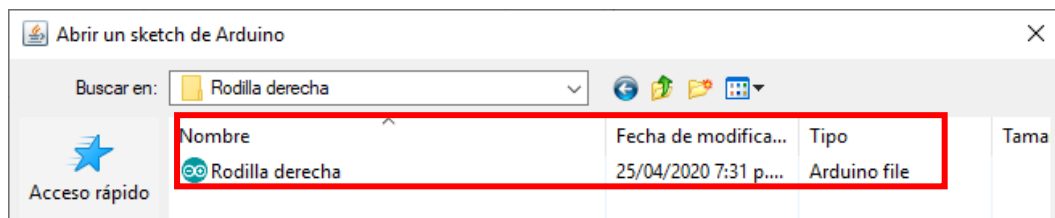


Figura 179. Algoritmo modulo articular "Rodilla Derecha"

### Rodilla izquierda

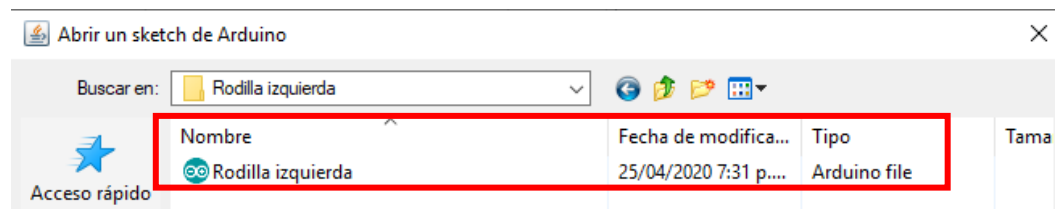


Figura 180. Algoritmo modulo articular "Rodilla Izquierda"

### Cadera

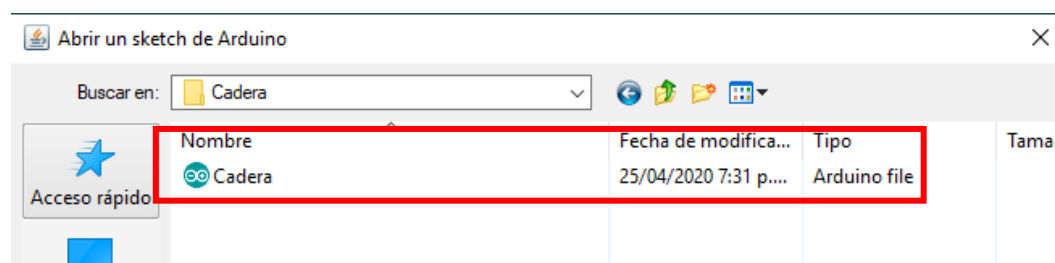


Figura 181. Algoritmo modulo articular "Cadera"

### Maestro

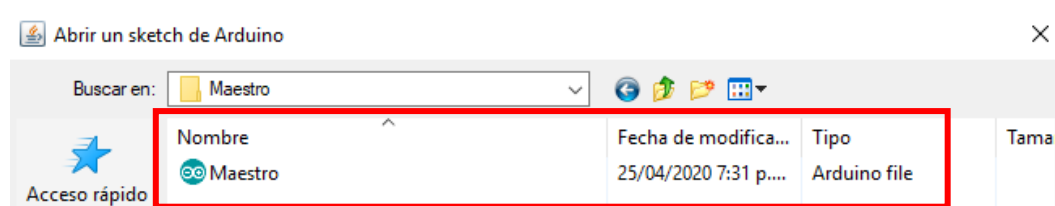


Figura 182. Algoritmo arduino "Maestro"

## Receptor

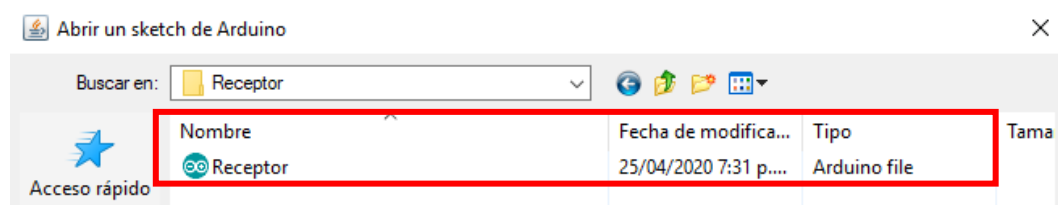


Figura 183. Algoritmo modulo "Receptor"

10. Luego debe seleccionar la opción "Compilar" identificada por un chulo debajo de la barra de herramientas para verificar que el código no tenga ningún error.

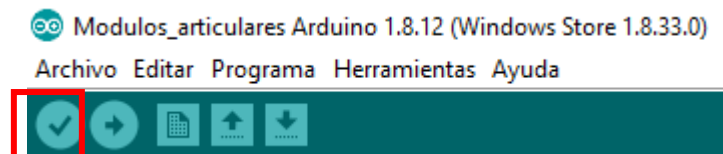


Figura 184. Botón "compilar" programa IDE Arduino

11. Luego debe seleccionar la opción "Subir" identificada por una flecha debajo de la barra de herramientas para cargar el algoritmo en su respectivo arduino nano.

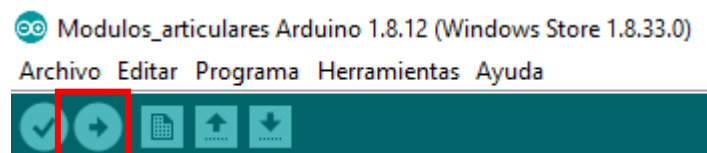


Figura 185. Botón "subir" programa IDE Arduino

### 23.12.2 Configuración del software MATLAB e interfaz gráfica.

1. Encienda el computador.
2. Desde la pantalla de inicio, ubicarse en la barra de tareas y buscar "Administrador de dispositivos"



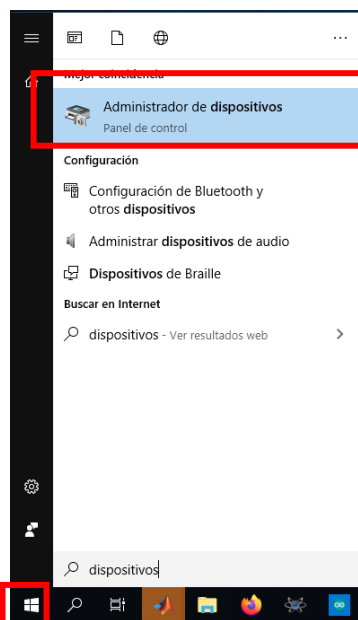


Figura 186. Buscar Administrador de dispositivos

3. En la ventana emergente de administrador de dispositivos, identificar el desplegable **Puertos (COM y LPT)** los puestos de comunicación habilitados.

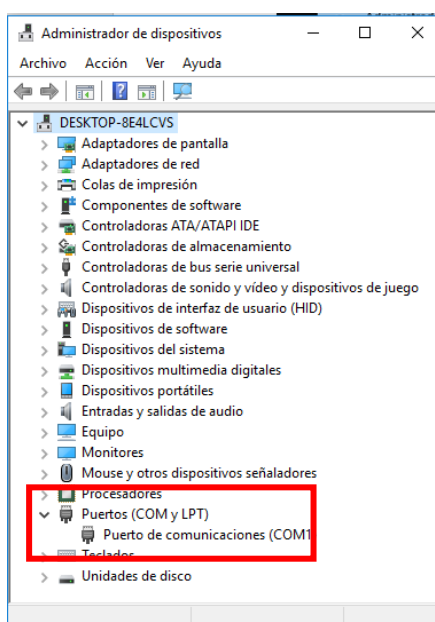


Figura 187. Identificar los puertos COM habilitados antes de conectar el módulo receptor

4. Contestar el módulo receptor al computador de operación.
5. Identificar el nuevo dispositivo de comunicación tras actualizar la ventana. Validar con que numero de puerto **COM** está identificado.

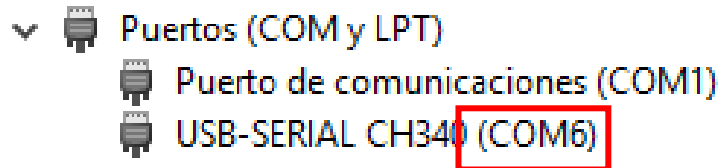


Figura 188. Puertos COM después de concertar modulo receptor

6. Buscar y abrir el código correspondiente a la interfaz gráfica denominada "Main.m".

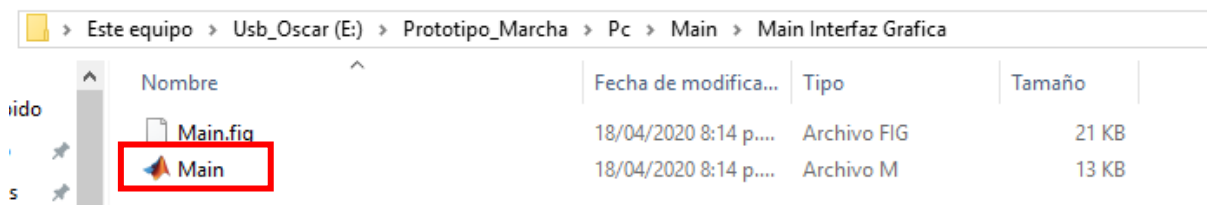


Figura 189. Algoritmo Main de la interfaz grafica

7. Verificar en el programa Matlab que el algoritmo se encuentre con la misma dirección de la carpeta y ejecutar el algoritmo en "Run".

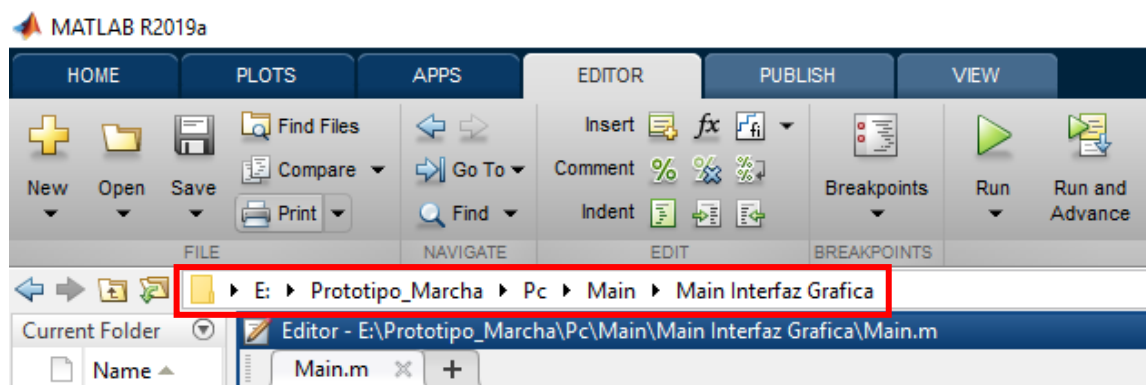


Figura 190. Dirección de ubicación del algoritmo Main

**8.** Cambiar los puertos COM en el algoritmo según el registrado en el dispositivo operativo.

```
81 - % Inicializa Captura de datos
82 - clc
83 - clear all
84 - close all
85 - delete(instrfind('Port',{'COM6'})); % Limpia el puerto serial
86 - s = serial('COM6', BaudRate, 115200, 'Terminator', 'CR/LF'); % Declara s como objeto serial
87 - warning('off', 'MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead'); % Advertencia problema de conexión
88 - fopen(s); % Abre el puerto serial
89
```

*Figura 191. Cambiar puerto COM registrado el dispositivo*

Interfaz gráfica ejecutada



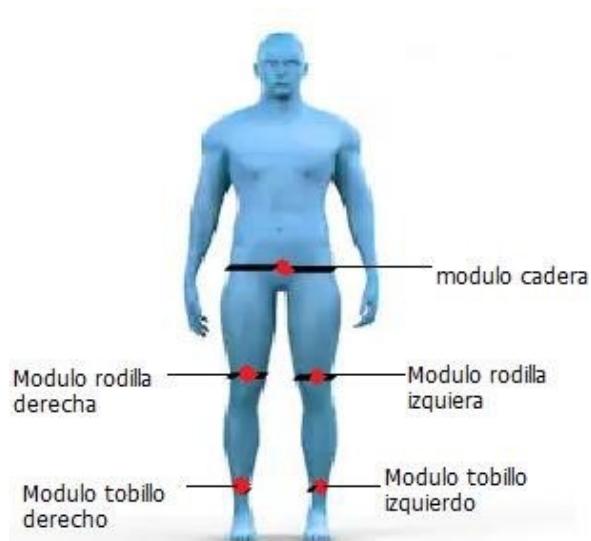
*Figura 192. Interfaz gráfica de operación*

**23.12.3**      *Uso del dispositivo*

1. Configurar los Arduinos nano.
2. Por medio de los sujetadores de soporte, asegure firmemente los módulos articulares sobre las articulaciones del voluntario como se presenta en la tabla 58 y la figura 193.

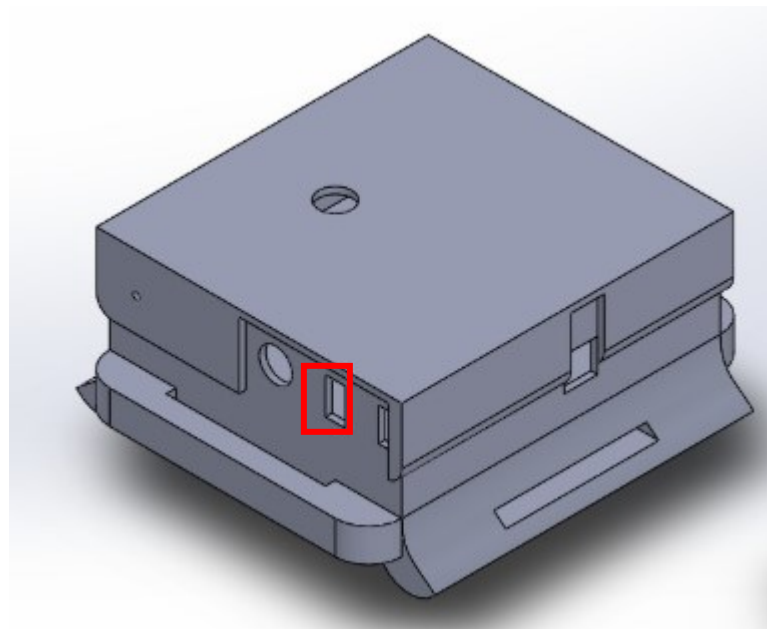
*Tabla 58. Ubicación módulos articulares*

<b>Modulo articular</b>	<b>Ubicación</b>
Rodilla Izq	3 cm arriba de la rótula izquierda.
Rodilla Der	3 cm arriba de la rótula derecha.
Tobillo Izq	2 cm sobre el maléolo medial izquierdo.
Tobillo Der	2 cm sobre el maléolo medial derecho.
Cadera	Ubicar sobre la cresta iliaca.



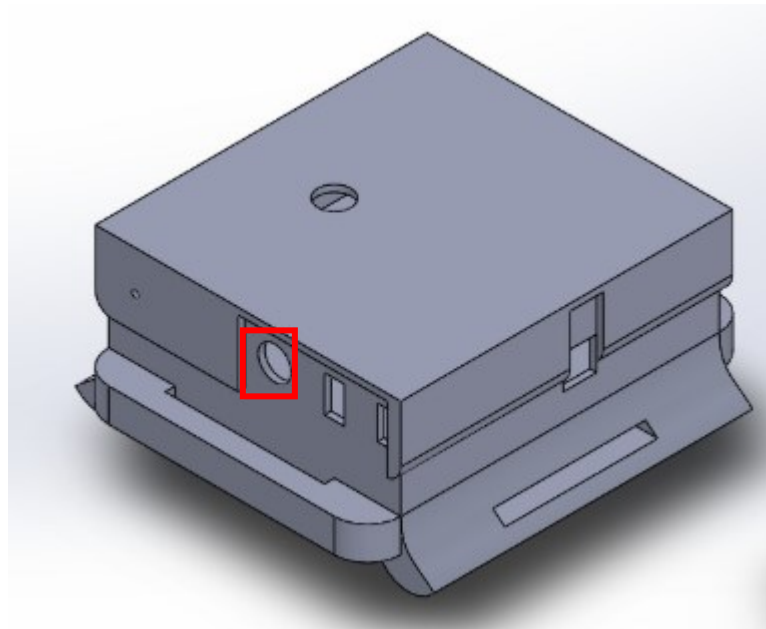
*Figura 193. Ubicación módulos articulares*

3. Encienda los módulos articulares, presione el interruptor de color rojo ubicado en la tapa lateral de cada módulo.



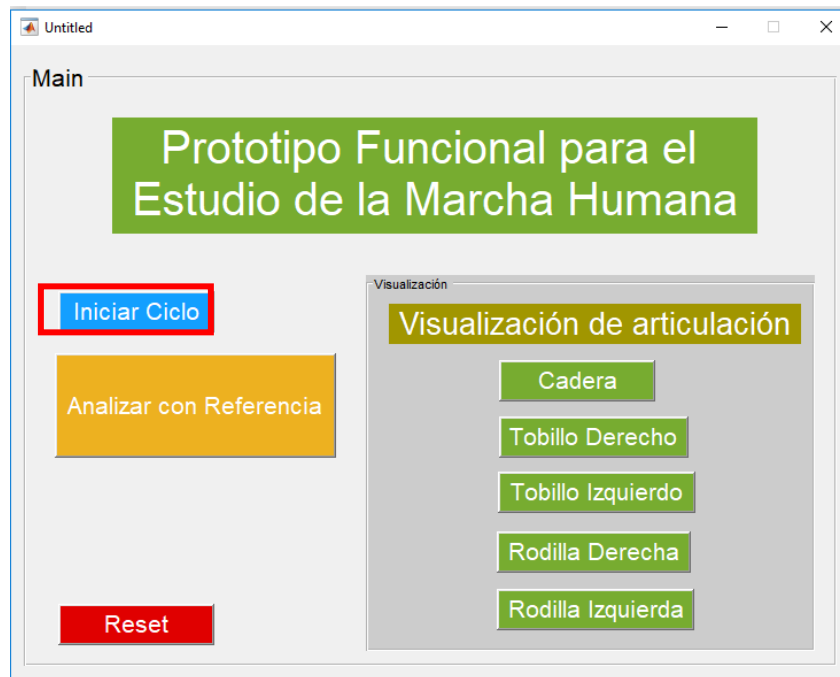
*Figura 194. Ubicación botón de encendido*

4. Después de que encienda los módulos iniciara el proceso de calibración. El voluntario debe mantener una posición erguida para que el proceso de calibración sea exitoso.
5. Verifique si el proceso de calibración finalizo, el indicador lumínico de color blanco se lo indicara cuando empiece a parpadear.
6. Oprima el pulsador ubicado en la tapa lateral de cada módulo, cuando finalice el proceso de calibración.



*Figura 195. Ubicación pulsador*

- 7.** Conecte el puerto Mini-B USB Jack del arduino nano del módulo receptor a un computador por medio de un cable USB tipo B.
- 8.** Configurar el software MATLAB.
- 9.** Ejecutar la interfaz gráfica.
- 10.** Oprimir el botón "Iniciar Ciclo".



*Figura 196. Botón "Iniciar ciclo" de la interfaz grafica*

- 11.** Indique al voluntario que realice un ciclo de marcha.
- 12.** Escoger la gráfica de la articulación que se desea visualizar.
- 13.** En caso de querer analizar la gráfica generada con respecto a la referencia se debe oprimir el botón "Analizar con referencia".



Figura 197. Botón "Analizar con referencia" de la interfaz gráfica.

- 14.** Para analizar otro ciclo oprimir el botón "Reset" y repetir desde el paso 10.



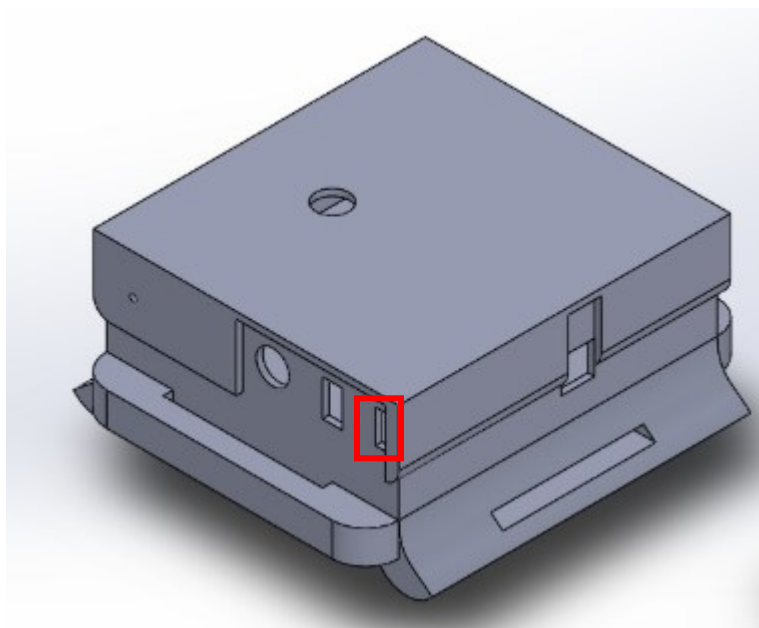
Figura 198. Botón "Reset" de la interfaz gráfica

- 15.** Con base a la guía de laboratorio desarrolle las tareas expuestas para realizar el análisis de las gráficas.



#### 23.12.4 *Recarga*

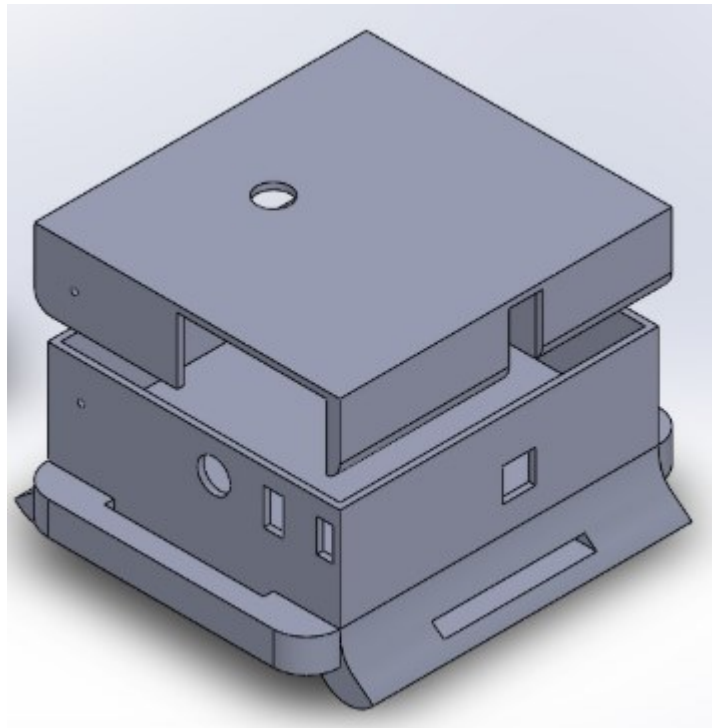
1. Verifique la integridad de la batería por medio de un indicador lumínico de color verde.
2. Conecte el cargador al puerto micro USB del dispositivo.
3. Cargar por 2 horas.
4. Desconecte el cargador y verifique la integridad de la batería por medio del indicador lumínico.



*Figura 199. Ubicación puerto de recarga*

#### 23.12.5 *Apertura del dispositivo*

1. Remueva las tuercas ubicadas en la tapa lateral del módulo con un destornillador.
2. Retire la tapa superior del dispositivo de la siguiente manera.



*Figura 200. Dispositivo sin tapa*

### *23.12.6 Cierre del dispositivo*

- 1.** Coloque la tapa superior del modulo
- 2.** Ubique todas las tuercas en su lugar.
- 3.** Apriete con un destornillador.

### *23.13 Algoritmo receptor de prueba de captura*

```
#include <SPI.h>
#include <nRF24L01.h>
#include <RF24.h>
RF24 radio(7, 8);
const byte address[6] = "00001";
float datos[5];
float grados[15];
```

```
void setup() {  
  Serial.begin(115200);  
  radio.begin();  
  radio.openReadingPipe(1, address);  
  radio.setPALevel(RF24_PA_MIN);  
  radio.startListening();  
}  
  
void loop() {  
  if ( radio.available() ){  
    radio.read(&datos,sizeof(datos));  
    grados[0]=datos[2];  
    grados[1]=datos[3];  
    grados[2]=datos[4];  
    mostrar();  
    delay(10);  
  }  
}  
  
void mostrar(){  
  Serial.print(grados[0]+1);  
  Serial.print(" ");  
  Serial.print(grados[1]+1);  
  Serial.print(" ");  
  Serial.println(grados[2]+1);  
}
```

### 23.14 Algoritmo de prueba MatLab

```
%% Inicializa Captura de datos  
clc  
clear all  
close all  
delete(instrfind({'Port'},{'COM6'})); % Limpia el puerto serial  
s = serial('COM6','BaudRate',115200,'Terminator','CR/LF'); % Declara s como objeto serial  
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead'); % Advertencia problema de conexion  
fopen(s); % Abre el puerto serial  
  
T_Marcha = 2; % Timepo de la prueba en [s]  
  
i = 1; %  
t = 0; % Parametro inicial de timepo transcurrido  
  
tic % inicia contador de tiempo  
while t<T_Marcha  
  t = toc; % Tiempo transcurrido  
  ap = fscanf(s,'%f %f %f');  
  Datos(i,:) = [ap(1) ap(2) ap(3)];  
  x=[1:length(Datos(:,1))];  
  
  % seguir  
  i = i+1;  
end
```

```
fprintf('%g s de captura a %g cap/s \n',t,i/t);  
clc;  
  
Cadera = figure;  
subplot(3,1,1); plot(x*( T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,1)-1)*180,'r');  
title('Modulo [EJE X]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});  
subplot(3,1,2); plot(x*( T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,2)-1)*180,'b');  
title('Modulo [EJE Y]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});  
subplot(3,1,3); plot(x*( T_Marcha/length(x)),smooth(Datos(:,3)-1)*180,'k');  
title('Modulo [EJE Z]'); xlabel({'Tiempo','(s)'}); ylabel({'Movimiento','(Gradros)'});  
drawnow
```