



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

**TEMA: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA
MEDIR FUERZA Y ÁNGULO EJERCIDOS EN LOS MÚSCULOS
DELTOIDES POR ATLETAS DE TIRO OLÍMPICO”**

AUTOR: HERNÁNDEZ GUERRA, MARLON IVÁN

DIRECTOR: ING. PINEDA LÓPEZ, FLAVIO MINOS, PhD

SANGOLQUÍ

2019



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRONICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MEDIR FUERZA Y ÁNGULO EJERCIDOS EN LOS MÚSCULOS DELTOIDES POR ATLETAS DE TIRO OLÍMPICO**” fue realizado por el señor **Hernández Guerra, Marlon Iván** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 27 Junio del 2019

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir "Flávio Minos Pineda López", rodeada por un óvalo azul.

Ing. Flavio Minos Pineda López, PhD
CI: 1102866660



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRONICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, Hernández Guerra, Marlon Iván, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MEDIR FUERZA Y ÁNGULO EJERCIDOS EN LOS MÚSCULOS DELTOIDES POR ATLETAS DE TIRO OLÍMPICO”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 27 de Junio del 2019

Marlon Iván Hernández Guerra
CI: 1721445417



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRONICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

AUTORIZACIÓN

Yo, Hernández Guerra, Marlon Iván, autorizo a la Universidad de las fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MEDIR FUERZA Y ÁNGULO EJERCIDOS EN LOS MÚSCULOS DELTOIDES POR ATLETAS DE TIRO OLÍMPICO” en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 27 de junio 2019

Marlon Iván Hernández Guerra
CI: 1721445417

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi madre, Eliana Guerra y a mi padre Iván Hernández, por llenarme de amor, grandes valores y haber sido una gran guía durante este gran proyecto de vida.

A mis abuelos Alberto Guerra y Rosa Cruz, por acogerme como a su propio hijo e impulsarme a continuar siempre con mis metas.

A mi compañero de vida Simba Hernández, quien me ha acompañado en este gran proyecto de vida y me ha dado ánimos cuando mi voluntad flaqueaba.

A mis compañeros de clase y amigos quienes me formaron como una noble persona y me brindaron su apoyo personal e intelectual.

A mis hermanas Sofía y Melissa, quienes son mi inspiración para salir adelante y dar todas mis fuerzas en las metas de mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Primero quiero agradecer a Dios por brindarme la oportunidad de tener un nuevo día de vida y marcar un camino diferente en cada paso que doy.

A mi madre Eliana Guerra, quien me impulso a nunca rendirme cuando mi voluntad desaparecía, por haber sido la mejor consejera en mi vida y brindarme siempre una calidad compañía en todas las metas que me he impuesto.

A mi padre Iván Hernández, por el apoyo durante todo el transcurso de mi carrera.

Quiero agradecer a mi director de tesis el Ing. Flavio Minos Pineda López, PhD por haber aceptado este peculiar proyecto, y brindarme sus conocimientos y apoyo para la culminación del proyecto.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN.....	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	ii
AUTORIZACIÓN.....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTOS.....	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
RESUMEN.....	xv
ABSTRACT.....	xvi
CAPITULO I INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Motivación y justificación del tema.....	1
1.2 Alcance del proyecto.....	2
1.3 Objetivos.....	5
1.3.1 Objetivo general.....	5
1.3.2 Objetivos específicos.....	5
1.4 Estado del arte.....	6
CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO.....	10
2.1 Fisiología del hombro.....	10
2.2 Biomédica.....	12
2.2.1 Señales bioeléctricas.....	12
2.2.2 Potencial de reposo.....	13
2.2.3 Potencial de acción.....	14

2.2.4 Señales EMG	15
2.2.5 Frecuencias de estudio de señales EMG	17
2.3 Electroodos	19
2.3.1 Localización de electroodos	20
2.3.2 Preparación de la piel	23
2.4 Sistemas de censado del movimiento humano	23
2.4.1 Sensibilidad del módulo MPU 6050	25
2.4.2 Acelerómetro del módulo MPU 6050	25
2.4.3 Giroscopio del módulo MPU 6050	27
2.5 Amplificador de instrumentación	28
CAPÍTULO III DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE HARDWARE	30
3.1 Descripción general del hardware del prototipo	30
3.3 Diagrama de bloques del hardware	31
3.4 Electroodos	33
3.5 Acondicionamiento de la señal	34
3.5.1 Pre-amplificación de la señal EMG	35
3.5.2 Circuito de referencia	39
3.5.3 Filtrado de la señal EMG	41
3.5.4 Amplificación de la señal	50
3.5.5 Etapa de sumatoria de voltaje offset	53
3.6 Sensor de posición angular	56
3.7 Diseño de la etapa de adquisición de datos	58
3.8 Etapa de procesamiento y visualización	61
3.9 Diseño de tarjetas PPCB y carcasa del hardware	62

3.9.1 Diseño PCB del acondicionamiento de la señal EMG	62
3.9.2 Diseño PCB de la tarjeta de adquisición de datos	63
3.9.3 Diseño de la carcasa del prototipo.....	64
3.9.4 Prototipo físico ensamblado	68
CAPÍTULO IV DISEÑO DEL SOFTWARE	69
4.1. Desarrollo de la aplicación para la tarjeta de adquisición	69
4.1.1 Configuración de puertos	71
4.1.2 Habilidad comunicación bluetooth.....	71
4.1.3 Lectura de registros	71
4.1.4 Lectura de señales análogas EMG	72
4.1.5 Cálculo del filtro complementario.....	73
4.1.6 Envío de datos mediante comunicación bluetooth.....	76
4.2 Desarrollo de la aplicación para el pc	77
4.2.1 Habilidad de puertos.....	78
4.2.2 Manejo de la base de datos.....	79
4.2.3 Interfaz de visualización.....	80
4.2.4 Pantalla historial.....	91
CAPÍTULO V PRUEBAS Y RESULTADOS.....	93
5.1 Pruebas de autonomía.....	93
5.2 Pruebas de calidad de las señales EMG	97
5.3 Pruebas de movimiento angular	102
5.4 Pruebas en atletas	106
5.4.1 Criterios de análisis para el tiro olímpico ideal.....	107
5.4.2 Comportamiento angular y respuesta EMG de los tiradores.....	109

5.4.3 Toma de señales en atletas en tiro real	110
5.5 Generación del reporte del tiro.....	117
CAPÍTULO VI CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	119
6.1 Hardware del prototipo.....	119
6.2 Software del prototipo.....	121
6.3 Pruebas en atletas	123
6.4 Recomendaciones.....	124
BIBLIOGRAFÍA.....	127

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Rango de Señales bioeléctricas</i>	13
Tabla 2 <i>Sensibilidad del Giroscopio y acelerómetro</i>	25
Tabla 3 <i>Sensibilidad del acelerómetro</i>	25
Tabla 4 <i>Consideraciones para selección de electrodos</i>	33
Tabla 5 <i>Comparación de amplificadores de instrumentación</i>	35
Tabla 6 <i>Características eléctricas amplificador operacional TL084</i>	40
Tabla 7 <i>Características de filtros de segundo orden</i>	42
Tabla 8 <i>Lista de materiales filtro pasa alta</i>	46
Tabla 9 <i>Lista de materiales filtro pasa bajo</i>	48
Tabla 10 <i>Amplificadores operacionales disponibles para la etapa de amplificación</i>	51
Tabla 11 <i>Lista de elementos para etapa de amplificación</i>	53
Tabla 12 <i>Selección del MPU para la aplicación en el prototipo</i>	57
Tabla 13 <i>Análisis comparativo de tarjetas de adquisición de datos</i>	59
Tabla 14 <i>Características internas del ordenador utilizado</i>	62
Tabla 15 <i>Distribución de elementos en placa PCB</i>	66
Tabla 16 <i>Consumo y tiempo de autonomía del prototipo</i>	94
Tabla 17 <i>Consumo de corriente de los componentes digitales</i>	95
Tabla 18 <i>Porcentaje de error de medición sensor MPU 6050</i>	106
Tabla 19 <i>Rango de ángulo y tiempos para la ejecución del tiro ideal</i>	108
Tabla 20 <i>Análisis de tiro en base a los tiempos del tiro ideal</i>	115
Tabla 21 <i>Porcentaje de error entre alineación de aparatos y ejecución del disparo</i>	116

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Músculos que confirman el deltoide	3
<i>Figura 2.</i> Diagrama de bloques del prototipo	4
<i>Figura 3.</i> Planos y ejes de movimiento del cuerpo humano.....	10
<i>Figura 4.</i> Movimientos del hombro a) flexoextensión, b) aducción y c) abducción	11
<i>Figura 5.</i> Potencial de acción	15
<i>Figura 6.</i> Registro de la señal EMG	16
<i>Figura 7.</i> Señal EMG en bruto del músculo bicep	17
<i>Figura 8.</i> Espectro de frecuencia en el músculo Bicep en la banda de 0 Hz a 500Hz	18
<i>Figura 9.</i> Modelado eléctrico del electrodo en la piel, a) electrodo gel y b) electrodo seco.....	20
<i>Figura 10.</i> Ubicación de electrodos deltoide lateral.....	21
<i>Figura 11.</i> Electrodo colocación deltoide anterior.....	22
<i>Figura 12.</i> Ubicación de electrodos deltoide posterior.....	22
<i>Figura 13.</i> Estructura física del MPU 6050.....	24
<i>Figura 14.</i> Calculo de la orientación mediante el acelerómetro en un plano 2D	26
<i>Figura 15.</i> Orientación del módulo MPU 6050 en el plano 3D	27
<i>Figura 16.</i> Ángulos de navegación giroscopio	28
<i>Figura 17.</i> Amplificador de instrumentación	29
<i>Figura 18.</i> Diagrama de bloques del prototipo.....	32
<i>Figura 19.</i> Estructura del electrodo de cloruro de plata	34
<i>Figura 20.</i> Acondicionamiento de la señal amplificada	34
<i>Figura 21.</i> Circuito de lectura para señales ECG	37
<i>Figura 22.</i> Configuración de pines AD620	37
<i>Figura 23.</i> Pre-amplificación de la señal EMG en el músculo deltoide.....	38
<i>Figura 24.</i> Diagrama de bloques circuito de referencia	39
<i>Figura 25.</i> Configuración de pines amplificador operacional TL084	40
<i>Figura 26.</i> Circuito de referencia con un solo electrodo	41
<i>Figura 27.</i> Diagrama de bloques del filtro pasabanda.....	42
<i>Figura 28.</i> Comparación de la respuesta en frecuencia de los diferentes filtros	43
<i>Figura 29.</i> Filtro pasa alto configuración Sallen-Key	44

Figura 30. Filtro pasa bajo topología Sallen-Key	46
Figura 31. Diseño filtro pasa banda bandas	48
Figura 32. Respuesta en frecuencia de 20Hz	49
Figura 33. Respuesta en frecuencia de filtro pasa bajos 250 Hz.....	49
Figura 34. Amplificación final de la señal EMG	50
Figura 35. Amplificador no inversor.....	51
Figura 36. Sumatoria de voltaje offset de la señal EMG	53
Figura 37. Amplificador operacional configuración sumador no inversor	54
Figura 38. Diagrama completo de las tres señales EMG	55
Figura 39. Implementación del MPU 6050 en placa PCB	58
Figura 40. Conexión MPU 6050	58
Figura 41. Configuración de pines de la tarjeta ESP32 LOLIN	61
Figura 42. Diseño PCB de la placa acondicionamiento de las señales EMG	63
Figura 43. Diseño 3D de los componentes del acondicionamiento de la señal EMG	63
Figura 44. Diseño (a) PCB y (b) diseño 3D, tarjeta adquisición de datos	64
Figura 45. Distribución de elementos segunda sección del prototipo.....	65
Figura 46. Distribución de elementos primera sección del prototipo	65
Figura 47. Conexión de pines entre placas PCB	67
Figura 48. Vista isométrica del prototipo completo.....	67
Figura 49. Prototipo Físico ensamblado.....	68
Figura 50. Programación general del controlador ESP-32.....	70
Figura 51. Código para la captura de registros del acelerómetro y giroscopio.....	72
Figura 52. Implementación del algoritmo trigonométrico para cálculo de aceleración.....	73
Figura 53. Cálculo de ángulo en el eje Y del giroscopio	74
Figura 54. Filtro complementario	75
Figura 55. Cálculo del filtro complementario	75
Figura 56. Trama del envío de datos.....	76
Figura 57. Envío de datos a través de comunicación bluetooth.....	76
Figura 58. Diagrama de flujos de la interfaz desarrollada	78
Figura 59. Habilitación del puerto Bluetooth.....	79

Figura 60. Estructura de la base de datos relación uno a muchos	80
Figura 61. Diagrama de bloques de la aplicación del prototipo desarrollado en GUIDE.....	81
Figura 62. Pantalla principal de la interfaz	82
Figura 63. A) Nuevo usuario, B) usuario antiguo e C) historial.	82
Figura 64. Pantalla gráfica de señales EMG y posición angular.....	84
Figura 65. Músculos deltoides lateral, posterior y anterior sin filtrar	85
Figura 66. Movimiento angular durante el tiro	85
Figura 67. Diseño del filtro digital Butterworth en la banda de 20Hz a 100Hz	86
Figura 68. Aplicación del filtro digital la señal deltoide lateral a) sin filtrar , b) con filtro.....	87
Figura 69. Análisis de picos de la señal EMG deltoide lateral	88
Figura 70. Análisis de picos máximos en el músculo deltoide lateral	88
Figura 71. Envoltente de la señal EMG y su zona de acción	89
Figura 72. Posición inicial del sensor MPU 6050.....	90
Figura 73. Búsqueda del examen en la ventana Historial	91
Figura 74. Pantalla Historial del examen realizado al atleta	92
Figura 75. Escenario 1: Autonomía del prototipo.....	93
Figura 76. Comprobación de la carga máxima de la batería.....	95
Figura 77. Comprobación de la carga mínima de la batería lipo	96
Figura 78. Escenario 2: medición de la relación señal ruido	97
Figura 79. Lectura de las señales EMG de los deltoides 1) anterior, 2) lateral y 3) posterior	98
Figura 80. Interfaz de la aplicación 1)deltoide anterior 2)deltoide lateral y 3)deltoide posterior	98
Figura 81. Tipo de postura en la ejecución del tiro olímpico con pistola de aire	99
Figura 82. Amplitud músculo deltoide lateral.....	100
Figura 83. Amplitud de ruido músculo deltoide lateral	100
Figura 84. Análisis de la relación señal-ruido de la interfaz.....	101
Figura 85. Escenario de prueba 3: validación de ángulos	102
Figura 86. Validación del prototipo en su movimiento angular en el robot KUKA KR3	103
Figura 87. Validación de 60 grados, a) robot KUKA, B) MPU6050 , c) posición del robot.....	104
Figura 88. Validación de 110 grados, a) robot KUKA, b) MPU6050, c) posición del robot	104
Figura 89. Validación de 90 grados, a) robot KUKA, b) MPU6050, c) posición del robot	105

Figura 90. Validación de 45 grados, a) robot KUKA, b) MPU6050, c) posición del robot	105
Figura 91. Escenario de 3: pruebas en atletas	107
Figura 92. Ciclo de tiro ideal para pistola de aire	107
Figura 93. Dimensiones de la tableta de puntuación.....	109
Figura 94. Pistola de aire comprimido calibre 4.5mm	109
Figura 95. Colocación de electrodos y sensor MPU en el atleta.....	110
Figura 96. Análisis de tiro Olímpico atleta Evelyn Zambrano	111
Figura 97. Análisis de tiro Olímpico atleta Jessica Ramírez	111
Figura 98. Análisis de tiro Olímpico atleta Erick Vélez	112
Figura 99. Análisis de tiro Olímpico atleta Paredes Pablo.....	112
Figura 100. Polígono de tiro concentración deportiva de Pichincha	113
Figura 101. Análisis de tiro Olímpico atleta Diego Sevilla	113
Figura 102. Análisis de tiro Olímpico atleta Edwin Méndez.....	114
Figura 103. Pasos para la generación de reporte en documento WORD	118
Figura 104. Generación de reporte del examen realizado.....	118

RESUMEN

El prototipo desarrollado en el presente proyecto permite analizar el comportamiento fisiológico de los músculos deltoides y del ángulo que el brazo forma con el eje sagital. En base a esta información el prototipo puede determinar el error que existe en el movimiento del brazo durante los diferentes procesos que se realizan en el tiro olímpico. De tal forma que el entrenador puede disponer de información exacta de los errores que comete el atleta cuando realiza el disparo. Con este objetivo el prototipo se diseñó con tres canales de entrada para la adquisición de las señales bioeléctricas de los músculos que conforman el deltoide: posterior, medio y anterior. Mediante los electrodos de superficie de plata cloruro de plata se capta las señales electromiográficas de los mismos. Además el prototipo dispone de un giroscopio que será colocado a la altura del bíceps que permite determinar el ángulo del brazo con el cual se llega a realizar el disparo en el tiro olímpico. El prototipo dispone de una interface gráfica en el PC para el monitorio de las señales angulares y EMG desarrollada en “MATLAB GUI”, que muestra la respuesta bioeléctrica sobre los músculos deltoides así como también como su desplazamiento angular. En las pruebas realizadas con atletas que tienen una puntuación de 10 se han obtenido errores de 0.14%. Lo que demuestra que el prototipo es capaz de determinar los mínimos errores que cometen los atletas de elite durante la ejecución del tiro. Con los datos obtenidos del deportista se han generado registros en la base de datos para que el usuario pueda analizar su desempeño.

PALABRAS CLAVE:

- **BIOMECÁNICA DEPORTIVA**
- **TIRO OLIMPICO CON PISTOLA DE AIRE**
- **ELECTROMIOGRAFÍA**
- **GIROSCOPO**

ABSTRACT

The prototype developed in the present project allows to analyze the physiological behavior of the deltoid muscles and the angle of the arm shape with the sagittal axis. Based on this information, the prototype can determine the error that exists in the movement of the arm during the different processes that are performed in the Olympic shooting. In such a way that the trainer can provide accurate information of the mistakes that are made when the shot is made. With this objective, the prototype was designed with three input channels for the acquisition of the bioelectrical signals of the muscles that make up the deltoid: posterior, middle and anterior. Through the electrodes of the surface of the silver you can see the electromyographic signals of the same. In addition, the prototype has a gyroscope in which you can determine the angle of the arm in which the shot is made in the Olympic shot. The prototype has a graphical interface on the PC for the monitor of the angular signals and EMG developed in "MATLAB GUI", which shows the bioelectrical response on the deltoid muscles. In the tests performed with athletes who have a score of 10, errors of 0.14% have been obtained. This shows that the prototype is capable of determining the minimum errors committed by elite athletes during the execution of the shot. In order that the user can analyze its performance

KEYWORDS:

- **BIOMECÁNICA DEPORTIVA**
- **TIRO OLIMPICO CON PISTOLA DE AIRE**
- **ELECTROMIOGRAFÍA**
- **GIROSCOPO**

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN

1.1 Motivación y justificación del tema

El presente proyecto se justifica ya que actualmente el análisis realizado por fotogrametría de las variables físicas del ser humano en el deporte de tiro olímpico es un análisis subjetivo de la persona que se encuentra analizando las acciones físicas del deportista teniendo solo una referencia cualitativa de cómo se está ejecutando el deporte. El prototipo a diseñarse permite conocer las variables físicas internas del cuerpo humano obteniendo valores cuantitativos que produce el movimiento muscular mediante las señales eléctricas que mueven el cuerpo humano, además que permite obtener el ángulo en el cual se posiciona el músculo al realizar este deporte, enfocándonos en los músculos deltoides: lateral, anterior y posterior ya que estos músculos se encuentran en actividad al desarrollarse el tiro olímpico.

El prototipo a implementar permite medir variables del cuerpo humano en tiempo real cuando el deportista se encuentra desarrollando el ejercicio. Esto se logrará con la obtención de la señal electromiográfica que enviará los músculos deltoides, el cual permitirá conocer el nivel de amplitud eléctrica del cuerpo humano, además se podrá observar el ángulo de flexión de los deltoides durante todo el tiempo que se encuentre analizando el tiro del deportista.

Este prototipo presenta una gran ventaja pues permite un análisis del comportamiento interno y movimientos angulares en tiempo real de la respuesta muscular, a diferencia de los métodos actuales de análisis realizados por fotometría ya que aquí se analiza una sola imagen que es pausado mediante video.

Para un mejor desarrollo en el ejercicio del deportista el prototipo permitirá visualizar las gráficas electromiográficas de contracción muscular y las gráficas de variación angular que posee el tirador a nivel de sus músculos deltoides. Estas gráficas serán almacenadas en una PC para poder determinar el desempeño en la técnica del atleta y corregir la postura que posee el atleta al desarrollar el tiro olímpico de 10 metros.

1.2 Alcance del proyecto

El prototipo a desarrollarse en el presente proyecto será un electromiógrafo de tres canales para la adquisición de la señal eléctrica de los músculos que conforman el deltoide la cual se ubicará en la musculatura del deltoide: posterior, medio y anterior, a través de sensores pasivos los cuales serán electrodos pasivos de plata cloruro de plata que utilicen amplificadores y filtros para el acondicionamiento de la señal.

El prototipo posee también un giroscopio el cual es el MPU 6050 que será colocado a la altura del bíceps que permite determinar el ángulo del brazo con el cual se llega a realizar el disparo en el tiro olímpico. Se implementará una interface gráfica desarrollada en “MATLAB GUI” que mostrará la respuesta bioeléctrica sobre el deltoide, estos datos podrán ser capturados y almacenados. Con los datos obtenidos por el deportista se generarán registros o archivos en el computador para que el usuario pueda analizar su desempeño.

La Figura 1 muestra los músculos que involucran todo el deltoide que llegarán a ser estudiados además de la colocación de los sensores pasivos. El deltoide lateral es el músculo sobre el cual recae una mayor carga de peso por lo que tendrá una actividad eléctrica más alta a diferencia de los otros músculos que conforman el deltoide. Las señales que se generen por estos músculos serán amplificadas y filtradas para tener una señal más clara, eliminando ruidos e

interferencias, por lo que toda la instrumentación realizada para captar las señales angulares y EMG serán ubicados en una placa PCB.

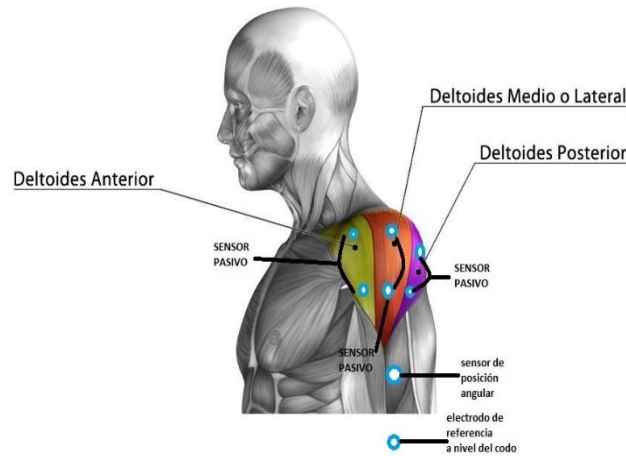


Figura 1. Músculos que confirman el deltoide

Fuente: (López, 2019)

Para la instrumentación de los sensores se utilizará el integrado AD620, con dicho integrado se amplificara la señal obtenida por cada músculo. Se utilizará este integrado ya que posee: pequeño tamaño, alta ganancia de amplificación y CMRR de 100dB. Las señales obtenidas por los electrodos viajarán por cables blindados hasta el prototipo, en el cual el microcontrolador que será utilizado es la tarjeta ESP-32 por su alta velocidad de procesamiento, además esta tarjeta posee una comunicación directa para el módulo MPU 6050 (giroscopio y acelerómetro) y su consumo de corriente es inferior a 5 μ A cuando se encuentra en reposo, por lo que es adecuado para aplicaciones de electrónica portátiles con batería. Los datos se enviarán hacia un computador para poder ser visualizados gráficamente en una interface de MATLAB GUI.

El prototipo además dispondrá un sistema de alimentación a través de baterías que garanticen los niveles de voltaje a los circuitos integrados que forman parte del prototipo eliminando así la

presencia de señal alterna que interfiera en la medida de las señales bioeléctricas. La comunicación entre PC y la tarjeta de adquisición será mediante la propia tarjeta ESP-32 la cual también dispone de comunicación Bluetooth en su versión V4.2 BLE(low energy) teniendo un consumo menor de energía a sus anteriores versiones, además de una tasa de transmisión de 25Mbps, suficiente para una buena comunicación y visualización en tiempo real de los datos obtenidos por los sensores, la Figura 2 muestra el diagrama de bloques respectivo para el prototipo a ser implementado.

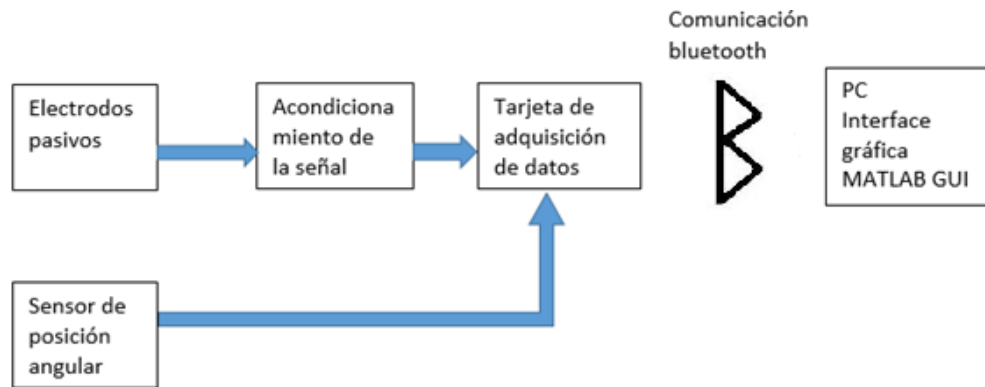


Figura 2. Diagrama de bloques del prototipo

Una vez realizado el prototipo se realizarán muestras para la validación de sus resultados al equipo de FEDEME de la provincia de pichincha y a los tiradores de la concentración deportiva de Pichincha. Además FEDEME posee a competidores elite ganadores de campeonatos Sudamericanos de tiro olímpico, donde se pretende analizar principalmente su desempeño en la ejecución del tiro olímpico para mejorar la ejecución del tiro de los competidores perteneciente a esta federación. La realización de este prototipo será de gran ayuda para la facultad CAFDER en la materia de biomecánica deportiva ya que podrán tener un análisis de la ejecución del ejercicio en tiempo real y con variables físicas internas del cuerpo humano.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

- Diseñar e implementar un prototipo para medir la respuesta bioeléctrica y ángulo ejercidos en los músculos deltoides por atletas de tiro olímpico mediante señales electromiográficas y prototipos seguidores de movimiento.

1.3.2 Objetivos específicos

- Diseñar e implementar el hardware del prototipo de electromiografía de tres canales y la captación de la posición angular del músculo deltoide.
- Diseñar e implementar el software para la lectura de las variables del prototipo y la interfaz HMI en el PC que interactúe entre el usuario y prototipo.
- Registrar el comportamiento de la fuerza ejercida en los músculos deltoides en función de la actividad muscular generada por las señales bioeléctricas del atleta elite de tiro olímpico, para caracterizar la influencia de las señales EMG en el disparo.
- Realizar las pruebas del prototipo en el personal que practique el tiro olímpico para determinar la calidad de tiro.

1.4 Estado del arte

En la actualidad el tiro olímpico de pistola (neumática y fuego) inicio en el año 2008 dentro de la FEDEME (Federación Deportivo Militar Ecuatoriana) dicho equipo participo por primera vez en el “XIX FESTIVAL SUDAMERICANO DE CADETES” el cual se llevó acabo en Santiago de Chile, alcanzando el campeonato absoluto el grupo de cadetes ecuatorianos.

Los grupos deportistas a nivel ecuatoriano son evaluados mediante técnicas de análisis deportivos con el fin de medir su desempeño y mejorar su nivel de ejecución ante cualquier deporte. Por lo tanto, los atletas son evaluados mediante diferentes métodos de desempeño físico. Por ende, uno de los métodos de evaluación de desempeño es la fotogrametría de video. Este método trata de captar y analizar las imágenes digitales de la ejecución del deporte en el atleta. Con el fin de valorar si la ejecución del movimiento se realiza sin errores técnicos y movimientos que pongan en riesgo la integridad del atleta.

Los análisis de desempeño deportivo se los realiza en la Carrera de Licenciatura en Ciencias de la Actividad Física, deportes y Recreación “CAFDER” de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE en la materia biomecánica deportiva dirigida por el M.Sc. Gabriel Coral, donde se analiza los diferentes deportes que se realizan en el país. Como aporte a estos análisis biomecánicos se desea realizar un trabajo conjunto para dar soporte al análisis de un deporte en específico el cual es el tiro olímpico con pistola de aire de 10 metros, midiendo variables internas del cuerpo humano como las señales electromiográficas y el ángulo de ejecución durante el tiro olímpico, utilizando sistemas de instrumentación biomédica acondicionados para este sistema.

Se han realizado investigación sobre el tiro olímpico como es la publicación de los autores B. Zhang, Q. Chaoling, X. Xiaoli, Z. Fanbo, en su publicación “*Modelo de gray GM en la predicción para el resultado de la medalla de oro de Disparo de tiro femenino en los 30th Juegos*

Olímpico”, en el año 2011, en donde a través de los métodos estadísticos y de documentación recopilada, se investigó en los registros de medallas de oro alcanzados por las mujeres en los Juegos Olímpicos desde 1992 hasta 2008 utilizando el modelo de predicción GM. El modelo brinda una información útil para el entrenamiento de atletas con el fin de predecir el resultado de la medalla de oro del lanzamiento de mujeres en los 30th Juegos Olímpicos. (Bo, Chaoling, Xiaoli, & Fanbo, 2011)

Un estudio realizado a nivel muscular con señales electromiográficas fue realizado por K. Gulsah, K. Sadik, titulado como *“Análisis electromiográfico de los músculos de las extremidades superiores durante el trabajo por encima de la cabeza”*, en el año 2015, donde su objetivo principal es conocer el efecto de variar las posiciones de los hombros sobre el agarre de la mano y la actividad electrofisiológica de los músculos de las extremidades superiores. Según los resultados, a medida que se incrementa la flexión del hombro, se produce un incremento de la actividad muscular y, en función de esto, también aumenta la fatiga muscular cuando se produce un decremento de la calidad de agarre de la mano. Esto produce un futuro riesgo lo cual llevaría a una enfermedad de degeneración muscular disminuyendo así también la capacidad hábil de la mano, siendo estos los resultados del análisis de las señales EMG. (Kinali, Kara, & Yildirim, 2015)

Se han realizado análisis electromiográficos para posicionamiento el cual ha sido desarrollado por P.K. Artemiadis, K.J. Kyriakopoulos, en su artículo *“Teleoperación de un robot manipulador mediante señales EMG y un rastreador de posición”*, en el año 2005, donde se presenta una metodología para la operación de un robot manipulador. Este método desarrollado permite operar el robot manipulador por medio de señales electromiográficas (EMG) de los músculos de un brazo humano y evitar utilizar un controlador maestro. Las señales de EMG se

obtienen del bíceps braquial, el cual es el músculo principal de la flexión del codo. El codo del robot se controla utilizando el ángulo de la articulación calculado a partir de la señal de EMG durante el movimiento suave del antebrazo, mientras que el hombro del robot se controla mediante un rastreador de posición colocado en el brazo del usuario. (Artemiadis & Kyriakopoulos, 2005)

El trabajo con señales electromiográficas para determinar la fuerza en las extremidades superiores fue realizado por A.W. Oyong, S. Parasuraman, V.L. Jauw, en su artículo *“Estimación de fuerzas musculares y par articular de EMG utilizando el proceso SA”*, en el año 2011, en donde este trabajo se enfoca en el entorno de rehabilitación de accidentes cerebrovasculares mediante la ayuda de robots. El uso de la señal electromiográficas (EMG) son un nexo para la comunicación entre el usuario y el robot. Este artículo presenta una metodología novedosa para la conversión de la señal electromiográfica (EMG) en un par de torsión estimado. El proyecto implementado cubre el movimiento de las extremidades del miembro superior humano: flexión-extensión del hombro, abducción-aducción del hombro y flexión-extensión del codo. Se utiliza el simulador de “Reconocido Simulado” SA el cual proporciona un modelo óptimo que se asignan a las señales EMG al par de torsión estimado. (Oyong, Parasuraman, & Jauw, 2010)

Con respecto a la ubicación adecuada del electrodo en la musculatura analizada los autores M.S.H. Majid, W. Khairunizam, B.N. Sahyudi, I. Zunaidi, A.B. Shahrman, M.R. Zuradzman, en su artículo titulado *“Determinación del rango aceptable de la variación de la colocación de electrodos en el electromiograma de superficie para el músculo deltoides utilizando la función de distancia euclidiana”*, en el año 2018, donde se enfocan que es de vital importancia una correcta colocación de los electrodos sobre la superficie de la piel, para una correcta lectura de las señales EMG. La colocación de electrodos y la preparación de la piel se han especificado en

el proyecto Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de músculos (SENIAM). El mejor lugar para colocar los electrodos es en el vientre muscular. Este estudio se lo realizó en el músculo lateral deltoide y dando como resultado las señales EMG que fueron registradas por los electrodos que se colocaron a 1 cm de distancia de su posición inicial, aún serán al menos un 90% similar a los datos de referencia. (Hazam Majid et al., 2018)

Estos estudios proporcionan la información necesaria donde se valida los métodos para medir la amplitud bioeléctrica de los músculos mediante señales electromiográficas. Se han realizado estudios para comprender el nivel de eficiencia de los deportistas a nivel olímpico mediante métodos estadísticos. Por lo tanto, el atleta puede mejorar su desempeño observando y corrigiendo las posturas que los deportistas poseen al realizar su ejercicio.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Fisiología del hombro

El hombro se encuentra conformado de tres grados de libertad, lo que le proporciona a este músculo dirigirse por medio de los tres planos del espacio, estos planos se muestran en la Figura 3 y se describe a continuación:

- Eje transversal: forma un plano horizontal el cual divide al cuerpo humano en una sección superior e inferior.
- Eje anteroposterior: en este eje se encuentra en el plano sagital, el cual es un plano vertical que divide el cuerpo humano en una parte derecha e izquierda, permitiendo los movimientos de aducción y abducción en las extremidades.
- Eje vertical: se realizan movimientos de flexión y extensión realizados en el plano horizontal (Ambulódegui, 2012).

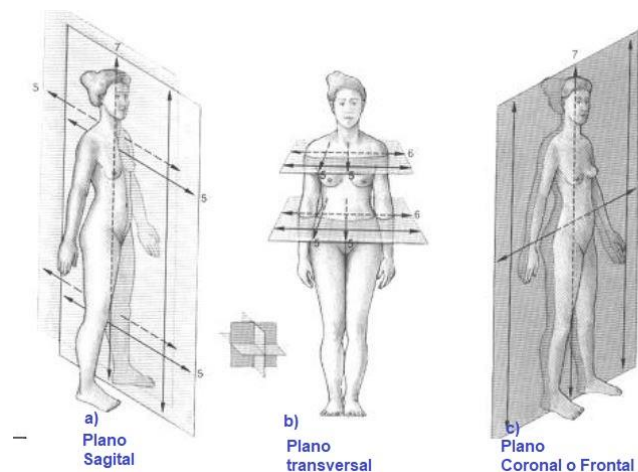


Figura 3. Planos y ejes de movimiento del cuerpo humano
 Fuente: (Ambulódegui, 2012)

Los movimientos realizados por el hombro para ejecutar el tiro olímpico son movimientos de flexoextensión y abducción. Estos movimientos son realizados en el plano sagital y en el plano frontal respectivamente (Kapandji, 2006). Para el movimiento de flexoextensión se tiene dos movimientos:

- Extensión : Es un movimiento que permite mover las extremidades superiores con un ángulo de amplitud entre 45° o 50° .
- Flexión: Es un movimiento que permite mover las extremidades superiores con una amplitud máxima de 180° .

Los movimientos de aducción son realizados en una posición anatómica (dicha posición el sujeto se debe colocar erguido con la cabeza recta y la palma de las manos hacia adelante y sus brazos completamente estirados) mediante el plano frontal, en donde el movimiento de aducción del hombro posee una posición de flexión alcanzando valores angulares entre 30° a 45° . La abducción del hombro por medio del plano frontal permite alejar el miembro superior del tronco alcanzando una amplitud de 180° . La Figura 4 muestra los movimientos de flexoextensión, abducción y aducción que realiza el hombro durante el tiro olímpico.

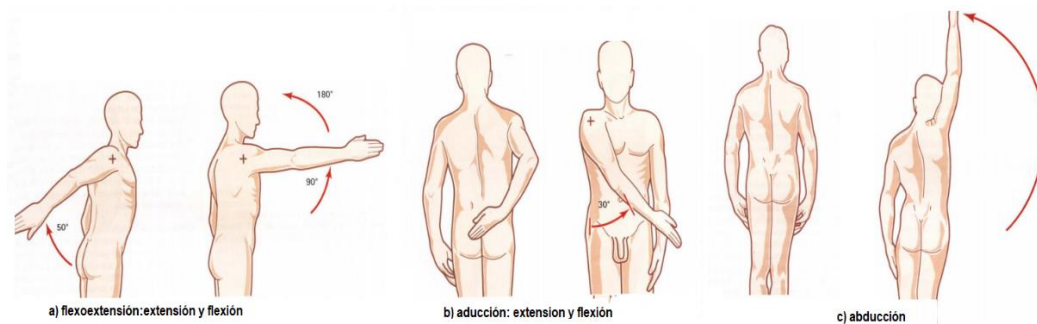


Figura 4. Movimientos del hombro a) flexoextensión, b) aducción y c) abducción
Fuente: (Kapandji, 2006)

2.2 Biomédica

La biomédica realiza un trabajo conjunto con los principales medios tecnológicos desarrollados en el campo médico. Esta rama de la ciencia se especializa principalmente en el diseño e implementación de equipos médicos, prótesis, prototipos de diagnóstico, prototipos médicos, y de terapia. La biomédica permite realizar un trabajo conjunto con la ingeniería y las primordiales necesidades en el campo médico para conseguir grandes ventajas en el cuidado de la salud. La Ingeniería biomédica brinda aportes en el desarrollo de la tecnología en la medicina, conocimiento científico y en la biología (Glave, 2010).

La biomédica también se ha visto enfocada en el ámbito deportivo, la cual se especializa en el desarrollo de prototipos para analizar las diferentes actividades deportivas, en donde se estudia la ejecución y la calidad de los movimientos realizados por el deportista en cualquier tipo de deporte y evaluar la habilidad de cada atleta.

2.2.1 Señales bioeléctricas

Las señales bioeléctricas son generados por la presencia de actividad electroquímica (cambio de energía química a energía eléctrica) que se generan en las células excitables. Dichas células se encuentran presente en el sistema cardíaco, nervioso y muscular. Las señales bioeléctricas poseen diferente magnitud dependiendo de la zona donde se tome los potenciales bioeléctricas del cuerpo humano. La Tabla 1 muestra los diferentes tipos de señales bioeléctricas que posee el cuerpo humano con sus respectivas características.

Tabla 1
Rango de Señales bioeléctricas

Bioseñal	Definición	Rango amplitud	Rango frecuencia
Electrocardiograma (ECG)	Actividad eléctrica cardíaca	0.5 -4 mV	0.01 – 250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica cerebral	5 – 300 uV	DC – 150 Hz
Electromiograma (EMG)	Actividad eléctrica muscular	0.1 – 5mV	DC – 10KHz
Electroneurograma(ENG)	actividad eléctrica nerviosa	0.01 – 3mV	DC – 50Hz
Electrooculograma (EOG)	Potencial retina- córnea	50 – 3500 uV	DC – 50Hz
Potencial de acción	Potencial característico de diferentes tipos de células	100mV	2KHz

Fuente: (Guerrero Martínez, 2010)

2.2.2 Potencial de reposo

La membrana celular es impermeable a proteínas e iones en el interior de la célula, pero dicha membrana presenta grados de permeabilidad a iones como el Na^+ o K^+ , los cuales poseen canales para cada tipo de iones.

La célula posee dos medios diferentes: internos y externos, la cual está separado por una membrana generándose así la aparición de dos flujos de iones a través de dicha membrana. La diferencia de iones localizados a ambos lados de la membrana se denomina como flujo de difusión. Por otra parte el flujo eléctrico se da ya que los iones presentan carga eléctrica, y el movimiento

de cargas a través de la membrana da lugar a un potencial eléctrico oponiéndose así al flujo de difusión. Por lo tanto se denomina estado estacionario cuando el flujo de difusión se iguala a la diferencia de potencial que existe en los extremos de la membrana. De tal forma se obtiene un potencial entre el interior y el exterior de la célula, el cual es llamado potencial de reposo. Por lo tanto el potencial de reposo es un estado en el cual la célula se encuentra polarizada. Este potencial medido respecto al exterior de la célula varía entre -60mV y -100mV (Guerrero Martínez, 2010).

2.2.3 Potencial de acción

Al momento que una célula es estimulada la membrana celular cambia sus propiedades físicas. Esta estimulación incrementa su permeabilidad del Na^+ , induciendo gran cantidad de iones de sodio Na^+ hacia la membrana y desalojando pequeñas cantidades de iones de K^+ . Este efecto produce que la célula queda cargada positivamente (despolarizada) con un valor aproximado de $+20\text{mV}$, esto se denomina potencial de acción.

Una vez alcanzado este estado de despolarización la membrana vuelve a impedir la entrada de nuevos iones bloqueando los canales. En el proceso de repolarización se produce una nueva permeabilidad de la membrana, la cual retorna al cabo de cierto tiempo a sus características fisiológicas iniciales. El tiempo de duración de potencial de acción es alrededor de milisegundo para células musculares y nerviosas. La Figura 5 muestra el potencial de acción de una célula nerviosa.

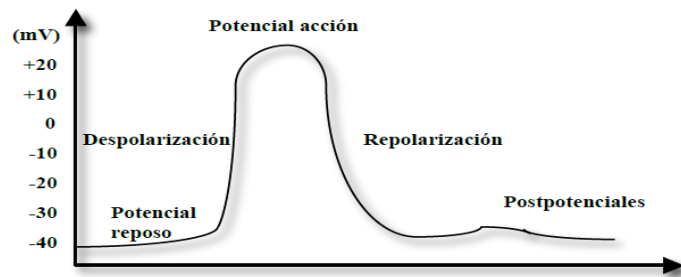


Figura 5. Potencial de acción
Fuente: (Guerrero Martínez, 2010)

2.2.4 Señales EMG

La activación de cada fibra muscular se genera debido a un potencial de acción transmitido a través de la fibra nerviosa motora denominado axón. La combinación de la célula nerviosa motora, su axón y las fibras musculares forman la unidad básica del sistema muscular denominado unidad motora (Guerrero Martínez, 2010). La señal EMG se produce cuando se activan las unidades motoras de las células musculares, las cuales son detectadas por los electrodos localizados en la superficie de la piel. La médula espinal ante la presencia de un impulso nervioso detectada a través de sus neuronas, generan un potencial de acción en la cual las células musculares activadas dan inicio a la contracción muscular. Esta activación muscular genera cambios de las propiedades eléctricas de la membrana en las células musculares y es ahí donde puede ser medida la actividad muscular (Pequera, 2015), la Figura 6 muestra el registro de la señal EMG .

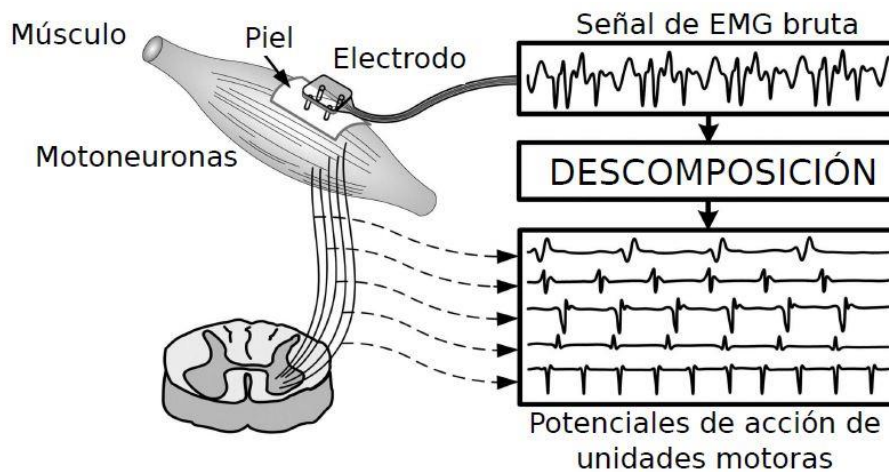


Figura 6. Registro de la señal EMG

Fuente:(Pequera, 2015)

Al producirse una superposición de los potenciales de acción se puede observar la señal EMG generada por las unidades motoras como se detalla en la Figura 6, permitiendo así observar la señal EMG bruta. Esta señal electromiográfica se puede detallar en dos partes:

Contracción del músculo: En esta contracción muscular se generan picos de potencial de acción de forma estocástica, lo que limita a una reproducción exacta de una nueva contracción muscular bajo las mismas condiciones de la anterior. Esta contracción muscular se referencia a la tensión desarrollada por el músculo al recibir la señal de activación.

Músculo en reposo: Se produce cuando el músculo está relajado o no se encuentra realizando ninguna contracción muscular. La lectura de la señal EMG es una línea base sin ninguna amplitud sobresaliente, esta línea base depende mucho del acondicionamiento que se le haya realizado a la señal EMG en su etapa de instrumentación, si se tomaron las debidas consideraciones en la captación de esta señal la amplitud no debería pasar los 5uV (Konrad, 2005).

La Figura 7 muestra la señal EMG en bruto del músculo bíceps en la cual se muestra: la contracción muscular, músculo en reposo y la línea base.

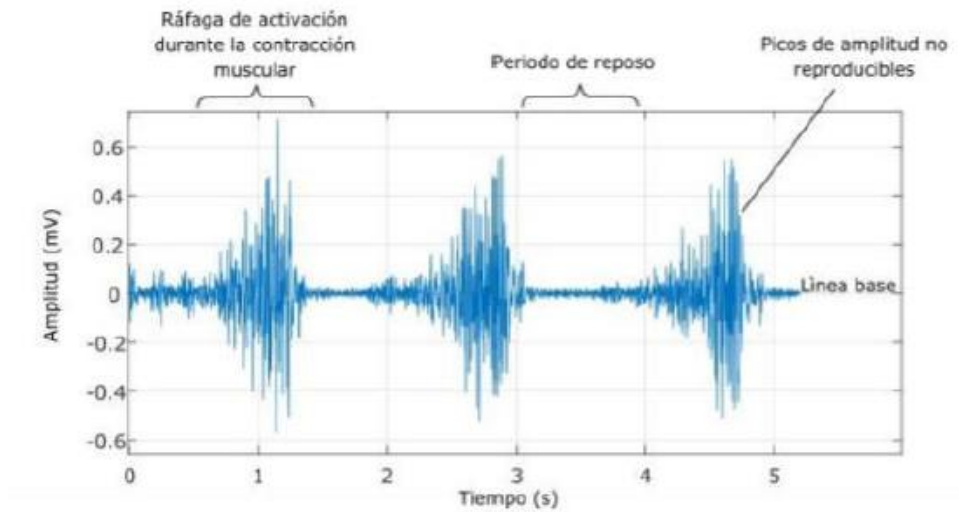


Figura 7. Señal EMG en bruto del músculo bíceps
Fuente: (Konrad, 2005)

2.2.5 Frecuencias de estudio de señales EMG

Para realizar estudios electromiográficos de superficie (SEMG), se utiliza electrodos localizados sobre la piel los cuales proporcionan información eléctrica total asociada a la contracción muscular que desarrolla el individuo en estudio, las respuestas eléctricas generadas alcanzan amplitudes de 50 μ V a 5mV, y la frecuencia a la cual se encuentran presentes este tipo de señales están en un ancho de banda de 2Hz a 500Hz (Guerrero Martínez, 2010). Para el registro de señales EMG con electrodos de superficie la recomendación de ISEK sugiere filtrar la señal EMG por medio de un filtro pasa bajos y pasa altas en las frecuencias de 500 Hz y 5Hz respectivamente (Rose, 2011).

SENIAM e ISEK menciona que la mayor concentración de amplitud de la señal EMG se encuentra en la banda de 10 Hz a 250Hz (Hermens, 2019).

La amplitud de la señal bioeléctrica en atletas es alrededor de 5000uV teniendo la mayor amplitud de la señal EMG en las frecuencias entre 20 Hz y 150Hz (Konrad, 2005).

Un análisis realizado en el espectro de frecuencia de la señal EMG ubicado en la musculatura del bíceps braquial (Konrad, 2005), muestra que la mayor concentración de amplitud de la señal EMG se encuentra entre las frecuencia de 50Hz a 80Hz , y la amplitud decrece a cero en las frecuencias de 200Hz a 250Hz, como se muestra en la Figura 8 .

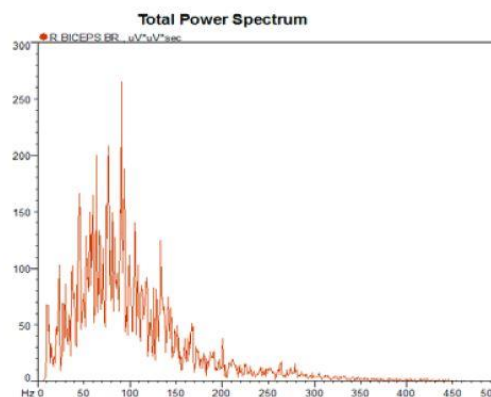


Figura 8. Espectro de frecuencia en el músculo bíceps en la banda de 0 Hz a 500Hz
Fuente: (Konrad, 2005)

Tomando las sugerencias que se han realizado a este tipo de señales electromiográficas la banda de frecuencia en la cual se trabajará será de 20 Hz a 100Hz para los músculos deltoides ya que se han realizado estudios científicos en la cual respaldan que el mayor espectro de frecuencias para estos músculos se encuentran ubicados en dichas frecuencias mencionadas (Hodges & Bui, 1996).

Existen fuentes de ruido causados por: movimiento del equipamiento, ruido ambiente por la presencia de elementos que produzcan señales electromagnéticas o inestabilidad de la señal, este tipo de ruido en la señal EMG son denominados “artefactos”, los cuales se encuentran en la frecuencia de 0 a 20 Hz la cual será filtrada mediante el filtro pasa altos y la frecuencia de 100Hz

se realizará mediante el filtro pasa bajos, el diseño de estos filtros se explicará en el capítulo IV (Konrad, 2005)

2.3 Electrodo

Los electrodos se pueden interpretar como transductores que permiten convertir las corrientes iónicas producidas al realizar una contracción muscular en corriente eléctrica, estos electrodos pueden clasificarse en electrodos invasivos y de superficie.

Los electrodos invasivos denominados percutáneos, se caracterizan ya que el electrodo penetra la piel logrando así ponerse en contacto con el músculo interno. En este tipo de electrodos se encuentran los de aguja y de cable, los cuales son utilizados principalmente en aplicaciones médicas.

Los electrodos de superficies generalmente se los encuentra en forma circular o rectangular y se encuentran conformados por un metal y el electrolito. La mayor parte de este tipo de electrodos aseguran un menor movimiento entre el electrodo y la piel gracias a la superficie adhesiva que lo mantiene fijo, el electrodo más utilizado para la captación de señale bioeléctricas es el electrodo de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl). Otro tipo de electrodos de superficie disponibles son los electrodos secos los cuales presentan una alta impedancia de entrada de un $1G\Omega$, lo que permite adaptar la impedancia generada por el electrodo metálico y la dermis, una desventaja de este tipo de electrodo secos radica en que son vulnerables al ruido debido a movimientos por no tener una adecuada sujeción a la piel (Guerrero Martínez, 2011).

Un análisis comparativo entre el modelado del electrodo de gel y el electrodo seco permite definir su comportamiento al momento de estar en contacto con la piel, a través del modelado eléctrico que se muestra en la Figura 9.

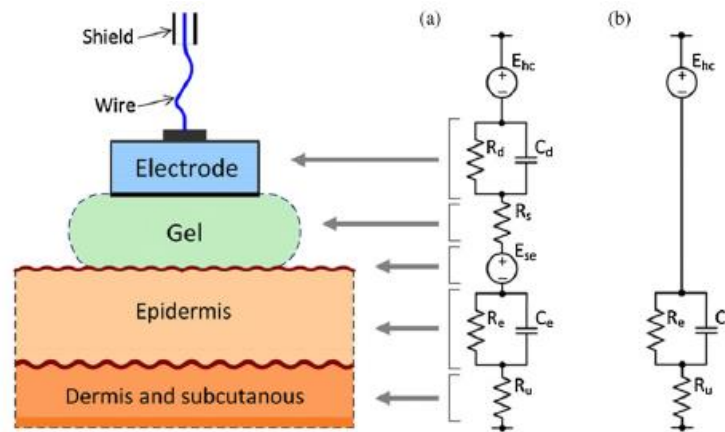


Figura 9. Modelado eléctrico del electrodo en la piel, a) electrodo gel y b) electrodo seco
Fuente: (Meziane, Webster, Attari, & Nimunkar, 2013a)

En donde los generadores E_{hc} y E_{se} representan la diferencia de potencial en el contacto de la piel, los elementos C_d y R_d muestran la impedancia entre el electrodo y el contacto con el electrolito (gel), R_s es equivalente a la resistencia del electrolito, el paralelo entre C_e y R_e corresponde a la impedancia de la epidermis y finalmente R_u es el equivalente a la impedancia puramente resistiva que se encuentra en la dermis. Este modelado es el correspondiente al aplicar un electrodo de gel sobre la piel. La figura 8.b representa el modelo equivalente al electrodo seco en donde una vez aplicada en la piel la transpiración reemplaza la función electrolítica que posee el electrodo de gel e induciendo un comportamiento muy parecido al electrodo tipo gel (Meziane, Webster, Attari, & Nimunkar, 2013b).

2.3.1 Localización de electrodos

Para la localización de los electrodos se tomará la sugerencia de SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) el cual menciona que la distancia entre los electrodos se define como “la distancia de centro a centro en el área conductora

de 2 electrodos bipolares de superficie”, en donde la distancia entre electrodos es de 20mm, y ante la presencia de músculos pequeños la distancia que se debe colocar entre electrodos no debe superar el $\frac{1}{4}$ de la longitud de la fibra muscular (Hermens, 2019).

Los músculos que van a ser estudiados son los deltoides: lateral, anterior y frontal, y tomando las recomendaciones de SENIAM (Hermens, 2019) la cual sugiere las siguientes características para la colocación y dimensión de los electrodos en las siguientes zonas musculares:

Deltoide lateral: el diámetro de los electrodos deben ser de 10mm y la separación entre ellos debe ser mínimo de 20mm, su inserción se encuentra en la tuberosidad deltoide del humero y su ubicación inicia desde el margen lateral del deltoide y en la superficie superior del acromion en dirección del epicóndilo lateral del codo como se muestra en la Figura 10.

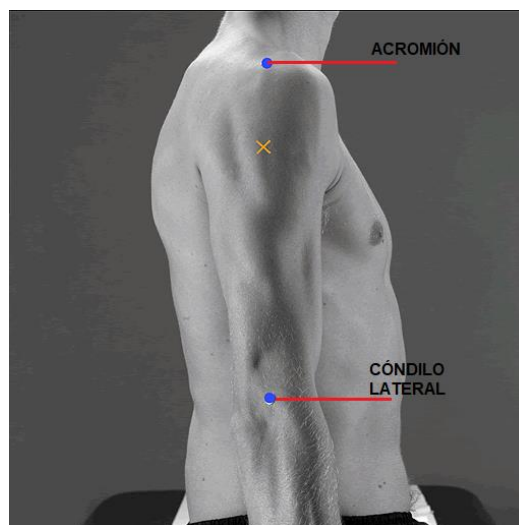


Figura 10. Ubicación de electrodos deltoide lateral
Fuente:(Hermens, 2019)

Deltoide anterior: el diámetro de los electrodos deben ser de 10mm y la separación entre ellos debe ser mínimo de 20mm, su inserción se encuentra en la tuberosidad deltoidea del humero, su ubicación inicia en el borde anterior de la superficie superior a $\frac{1}{3}$ de la clavícula, los electrodos

deben debe colocarse en el ancho de un dedo distal y anterior al acromi3n como se muestra en la Figura 11.

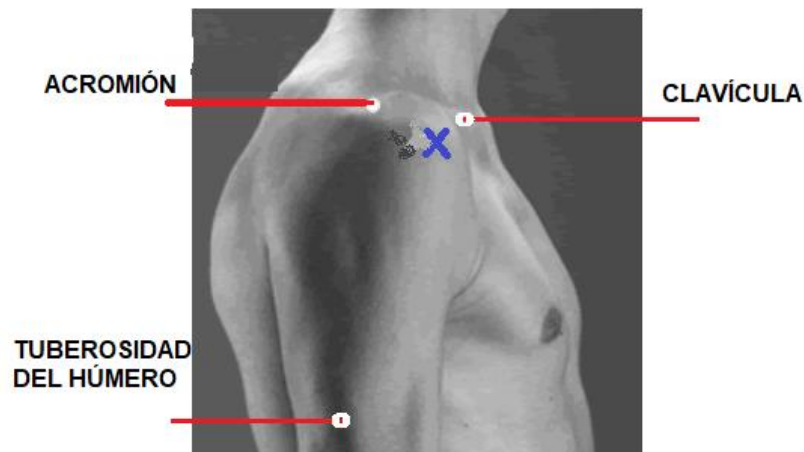


Figura 11. Electrodo colocaci3n deltoide anterior

Fuente: (Hermens, 2019)

Deltoide posterior: el diámetro de los electrodos deben ser de 10mm y la separaci3n entre ellos debe ser m3nimo de 20mm. Su inserci3n se encuentra en la tuberosidad deltoide del humero, su origen se da en el borde posterior de la columna vertebral de la escápula, la ubicaci3n de los electrodos es detrás del ángulo del acromi3n como muestra la Figura 12.

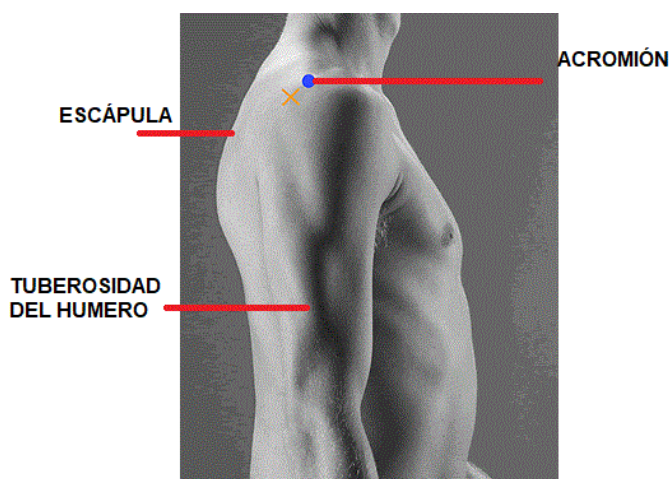


Figura 12. Ubicaci3n de electrodos deltoide posterior

Fuente: (Hermens, 2019)

2.3.2 Preparación de la piel

La piel y el electrodo requieren tener un correcto contacto para la lectura de las señales EMG. Por lo tanto se debe tomar en cuenta las sugerencias realizadas por SENIAM los cuales pueden ser: afeitado, limpieza con alcohol, frotación con gel y abrasión con papel lija.

Al realizar una adecuada preparación de la piel se logra: menor ruido, menor desequilibrio de electrodos, correcta grabación de la señal EMG y menor interferencia eléctrica. Las recomendaciones de SENIAM para la preparación de la piel recomiendan afeitar al paciente si la superficie de la piel en la que se colocan los electrodos está cubierta de pelo, paso siguiente es limpiar la piel con alcohol y permitir que el alcohol se vaporice para que la piel se seque antes de colocar los electrodos (Hermens, 2019).

2.4 Sistemas de censado del movimiento humano

Los músculos deltoides generan el movimiento del brazo llamado abducción y aducción, permitiendo que se forme un ángulo entre el brazo y el plano sagital. Dicho ángulo se puede medir mediante un sensor compuesto por un acelerómetro y un giroscopio acoplado a una unidad de propósito múltiple (MPU). El MPU envía los datos de ángulo al controlador mediante los puertos SDA y SCL. En la actualidad muchos modelos que integran la unidad de procesamiento del giroscopio y acelerómetro en una solo unidad para garantizar flexibilidad. Uno de los modelos más utilizados es el “MPU6050” el cual permite captar los movimientos angulares que realizará el hombro. A este módulo se le considera como una unidad de medición inercial (IMU), el cual es un prototipo que permite medir aceleración, orientación y velocidad mediante algoritmos matemáticos. Este módulo está conformado por un acelerómetro de 3 ejes ortogonales y un giroscopio de 3 ejes ortogonales como se muestra en la Figura 13.

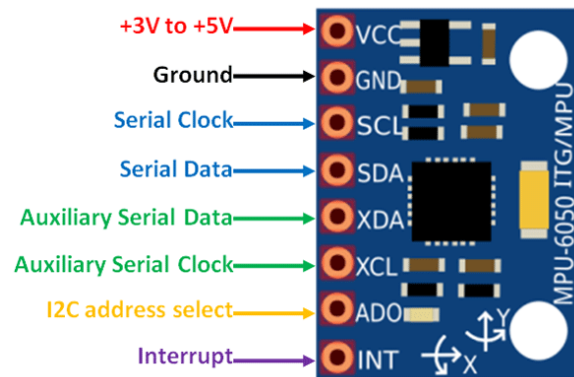


Figura 13. Estructura física del MPU 6050
Fuente: (Rowberg, 2018)

Para la comunicación del módulo MPU 6050 hacia la tarjeta de adquisición de datos (ESP-32), se realizará a través del protocolo comunicación I2C ya que este módulo posee los pines SCL y SDA suficientes para este tipo de comunicación y la tarjeta de adquisición de datos dispone de la librería “WIRE” el cual permite trabajar con los registros internos del módulo MPU6050. Las características del módulo MPU 6050 se describen a continuación:

- Sensibilidad del acelerómetro $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$.
- Sensibilidad del giroscopio $\pm 250^\circ/seg$, $\pm 500^\circ/seg$, $\pm 1000^\circ/seg$ y $\pm 2000^\circ/seg$.
- SCL y SDA para comunicación I2C.
- Alimentación de 3 a 5 Vdc.
- Consumo de corriente 3.5mA

2.4.1 Sensibilidad del módulo MPU 6050

Las lecturas del acelerómetro y giroscopio pueden ser escaladas a diferentes valores cambiando los registros del MPU. La Tabla 2 y Tabla 3 muestra los diferentes valores de sensibilidad en los cuales puede ser configurado el giroscopio y el acelerómetro.

Tabla 2

Sensibilidad del Giroscopio

Nivel de sensibilidad	Escala de rango
0	+ - 250°/s
1	+ - 500°/s
2	+ - 1000°/s
3	+ - 2000°/s

Tabla 3

Sensibilidad del acelerómetro

Nivel de sensibilidad	Escala de rango
0	+ - 2g
1	+ - 4g
2	+ - 8g
3	+ - 16g

El módulo MPU 6050 por defecto tiene sus valores iniciales en: $\pm 250^\circ/\text{seg}$ y $2g$, esto permite que la lectura del acelerómetro y giroscopio se encuentren en sus unidades normalizadas.

2.4.2 Acelerómetro del módulo MPU 6050

El acelerómetro puede calcular el ángulo de orientación del módulo MPU-6050 a través de: la gravedad, los tres ejes del acelerómetro, y mediante funciones trigonométricas se puede determinar la orientación del ángulo en el cual se encuentre el módulo MPU6050, la Figura 14 muestra el cálculo de la orientación en el plano 2D mediante la función trigonométrica mostrada en la ecuación (1)

$$\theta = \operatorname{atan} \frac{g_x}{g_z} \quad (1)$$

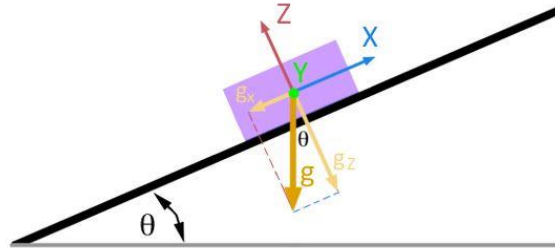


Figura 14. Cálculo de la orientación mediante el acelerómetro en un plano 2D
Fuente: (Llamas, 2016)

Para poder calcular la orientación del módulo en el plano 3D como se muestra en la Figura 15, una nueva componente aparece en el plano YZ la cual es obtenida mediante el teorema de Pitágoras por medio de los catetos G_y y G_z , y reemplazando estos valores en la ecuación (1), se obtiene la ecuación (2) con respecto al eje X, y de la misma forma se puede obtener la orientación en el eje Y representada en la ecuación (3).

$$\theta_x = \operatorname{atan} \frac{G_x}{\sqrt{G_y^2 + G_z^2}} \quad (2)$$

$$\theta_y = \operatorname{atan} \frac{G_y}{\sqrt{G_x^2 + G_z^2}} \quad (3)$$

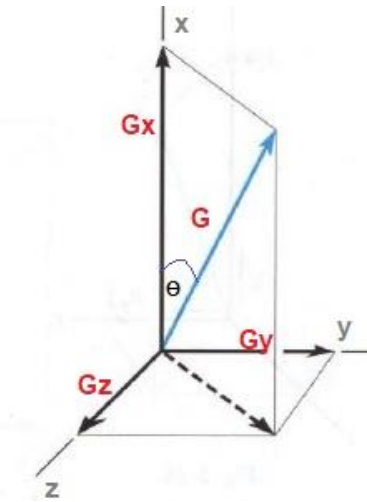


Figura 15. Orientación del módulo MPU 6050 en el plano 3D

Mediante el cálculo trigonométrico y su respectiva programación en el controlador se obtendría la orientación del módulo MPU 6050, pero este cálculo de orientación mediante el método del acelerómetro presenta un gran problema ya que este método es muy sensible a vibraciones y presenta ruido a altas frecuencias.

2.4.3 Giroscopio del módulo MPU 6050

Este giroscopio es de 3 ejes como se muestra en la Figura 16 y puede leer de forma individual la rotación de X, Y, Z, para expresar la orientación del sistema se utiliza los ángulos de navegación roll(x), pitch (y) y yaw (z). La función del giroscopio es leer los diferentes valores de la velocidad angular y realizando una integración con respecto al tiempo se puede obtener la orientación angular a partir de su velocidad angular, esta integración se expresa en la ecuación (4).

$$\theta_{giroscopio} = \omega_{giroscopio} \cdot \Delta t \quad (4)$$

Se presenta un problema con este tipo de mediciones angulares, ya que a medio y a largo plazo se produce la acumulación de errores y se da la presencia de ruido, denominado a este efecto “deriva” o “drift”, generando una desviación del valor real.

La ventaja que presenta el giroscopio es que posee: una respuesta rápida, alta precisión e inmune al ruido, siempre y cuando las mediciones realizadas sean en tiempos cortos.

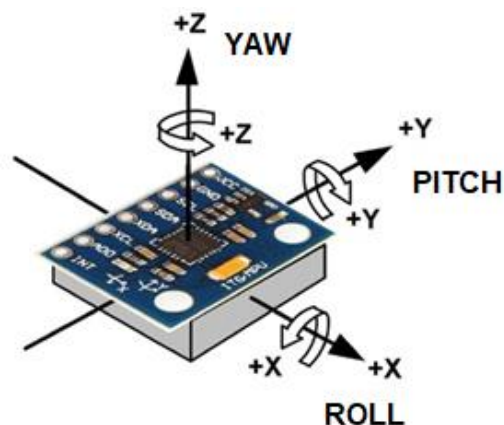


Figura 16. Ángulos de navegación giroscopio
Fuente: (M Naylamp, 2016)

Una vez expuesto el giroscopio y acelerómetro se trabajara en conjunto para poder realizar el cálculo de la orientación del módulo MPU 6050 por medio del algoritmo del “Filtro Complementario” el cual será descrito más a detalle en el Capítulo IV.

2.5 Amplificador de instrumentación

La configuración de los electrodos que se utilizará para el registro de la señal EMG será bipolar, por lo tanto para amplificar estas señales bioeléctricas se requiere que el amplificador a utilizar tenga una alta impedancia de entrada en sus terminales logrando así eliminar posibles caídas de voltaje de la señal lo que provoca la reducción o anulación de su amplitud (Machado, 2006), Además de ser capaz de amplificar la diferencia de voltaje existente entre sus terminales.

El amplificador que cumple con estas características es el “Amplificador de instrumentación” como se muestra en la Figura 17.

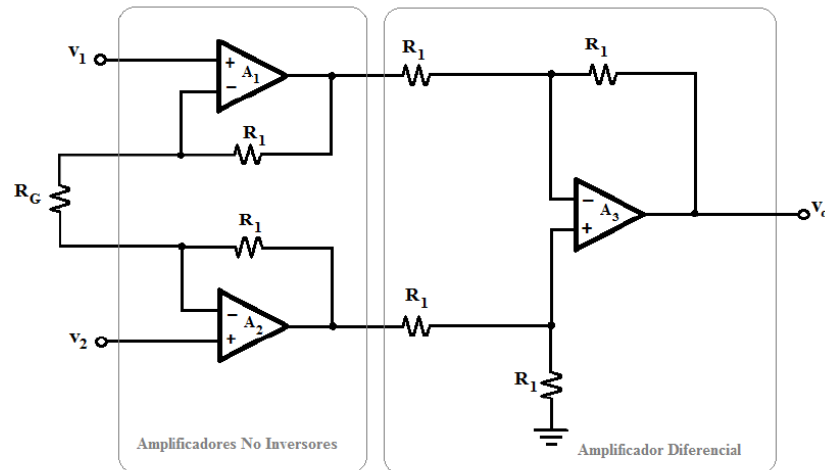


Figura 17. Amplificador de instrumentación
Fuente:(Fiore, 2018)

La configuración de este amplificador de instrumentación se encuentra conformado por tres amplificadores operacionales. Los amplificadores A1 y A2 se encuentran conectados de forma paralela mediante una resistencia R_g la cual regula la ganancia del amplificador que puede estar entre 1 a 1000. Un tercer amplificador A3 permite obtener la diferencia de potencial de las entradas V_1 y V_2 . Una característica de este amplificador es que si los voltajes de entrada V_1 y V_2 son iguales, su resultado en su voltaje de salida debe ser igual a cero, esto no se produce debido a un desbalance interno (ruido térmico e inexactitud en los valores de los componentes), por lo tanto este amplificador operacional tienen una característica de desempeño denominado “relación de rechazo en modo común” en la cual el amplificador es capaz de anular los voltajes de una misma señal ubicadas en ambas entradas (Machado, 2006), la recomendación de SENIMAN, ISEK sugieren que el valor del rechazo en modo común (CMRR) debe ser mayor a 95dB (Konrad, 2005).

CAPÍTULO III

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE HARDWARE

Este capítulo se detalla los parámetros de diseño del prototipo para adquirir las señales EMG y las señales de posición angular, se mostrara: el diseño de los filtros activos, selección del giroscopio para la lectura angular, selección del tipo de electrodo, diseño de la placa PCB y también el diseño de la etapa de acondicionamiento de la señal para que pueda ser leída por la tarjeta de adquisición de datos.

3.1 Descripción general del hardware del prototipo

El prototipo se encarga de analizar el efecto del tiro olímpico en los atletas. Este efecto se analiza mediante la captación de las señales electromiográficas de los músculos deltoides anterior, posterior y lateral. Además, el prototipo permite medir el ángulo del brazo del atleta cuando ejecuta el disparo. Para lo cual, el ángulo se mide mediante un giroscopio-acelerómetro en el momento en que realiza el tiro.

Por lo tanto el prototipo debe tener las características técnicas que se ajusten a la función que va a realizar el mismo. Estas características se detallan a continuación:

- Tres canales de entrada para captar las señales electromiográficas de los músculos deltoides a saber: anterior, posterior y frontal.
- Rechazo a modo común de ≥ 100 dB.
- Dos entradas digitales para la comunicación del acelerómetro-giroscopio.
- Sistema de alimentación portátil para circuitos digitales, mediante baterías de 3.7v. Sistema de alimentación analógica con baterías de +9v para alimentación de circuitos analógicos.

- Los sensores pasivos poseen una etapa de acondicionamiento garantizando que la señal EMG llegue con una amplitud adecuada para ser leída por la tarjeta de adquisición de datos.
- Cada sensor activo posee dos electrodos en configuración bipolar y un solo electrodo de referencia para los tres canales en la lectura de señales EMG.
- Salida de datos hacia la PC mediante comunicación bluetooth.
- Tasa de muestreo de hasta 250Hz por canal.
- Velocidad de procesamiento de 80Mhz ideal para adquisición de señales en tiempo real.
- La etapa de adquisición de las señales de posición angular será mediante el giroscopio MPU6050.
- El tamaño de los electrodos y del giroscopio serán muy reducidos, permitiendo así ser manipulables y portables por el usuario.

3.3 Diagrama de bloques del hardware

Mencionadas las características físicas del prototipo, mediante el siguiente diagrama de bloques mostrado en la Figura 18 se muestra las etapas de acondicionamiento de las señales de desplazamiento angular y EMG, las cuales parten inicialmente desde los electrodos y giroscopio colocados en los músculos deltoides y en el bíceps braquial respectivamente, y finalmente llegando a la tarjeta de adquisición de datos para ser visualizados en una interfaz HMI por medio de una PC.

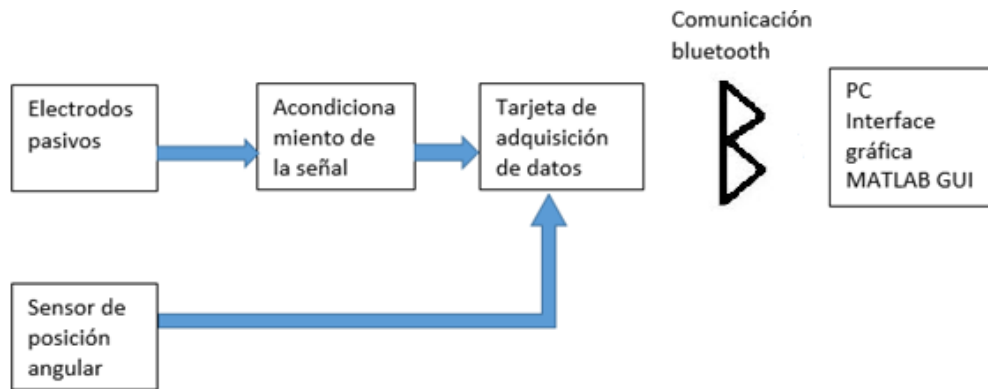


Figura 18. Diagrama de bloques del prototipo

Se detallara los bloques que conforman el acondicionamiento de las señales de estudio, los cuales son:

Electrodos pasivos: Estos electrodos se colocarán en los músculos deltoides: anterior, posterior y lateral, además de un electrodo de referencia colocado en la apófisis espinosa.

Acondicionamiento de la señal: Se realizara una pre-amplificación de las señales EMG obtenidas por los electrodos mediante un amplificador de instrumentación, seguido de una etapa de filtro para frecuencias de 5Hz y 250Hz, a continuación una amplificación de la señal filtrada, y finalmente se sumara un offset a la señal amplificada para que la tarjeta de adquisición de datos puede realizar una correcta lectura en sus entradas de conversión análogo- digital.

Sensor de posición angular: en esta etapa mediante el MPU 6050 colocado en el final del músculo deltoide lateral se realizara la lectura de la posición angular mediante el algoritmo de filtro complementario que será programado en el controlador ESP32.

Tarjeta de adquisición de datos: en esta etapa se realizara la conversión análoga digital de la señal EMG que ya fue acondicionada en los bloques anteriores, así como también la lectura de las señales de posición angular proporcionadas por el giroscopio, en donde se programará el algoritmo

de filtro complementaria para obtener la lectura de la señal en función de su desplazamiento angular.

La explicación de los bloques mencionados es una vista general del desarrollo del hardware, la cual que será detallada más adelante donde se abarcará temas de diseño y dimensionamiento.

3.4 Electrodo

En este bloque se detalla las características de los electrodos seleccionados. Para la lectura de cada canal se han empleado dos electrodos ubicados en los músculos deltoides. La referencia utiliza un electrodo ubicado en la clavícula. Por lo tanto se utilizaron siete electrodos para el diseño de este prototipo. Se tomó la consideración de SENIAM para la elección de dichos electrodos los cuales son mencionados en la siguiente Tabla 4:

Tabla 4

Consideraciones para selección de electrodos

	RECOMENDACIÓN SENIAM	ELECTRODO SELECCIONADO
Forma	Rectangular, circular	Circular
Largo	2 cm	2cm
Diámetro	1 cm	1 cm
Grosor	1 mm	1mm
Material	AgCl, Ag, Au, Acero Inoxidable.	AgCl

SENIAM recomienda una separación de electrodos de 20mm y tomando en cuenta las sugerencias de la tabla 3, se tomó el electrodo de cloruro de plata ya que se adhieren fácilmente a la piel gracias al arco adhesivo que estos poseen, siendo de gran ayuda al momento de realizar una

contracción en los músculos deltoides, evitando así la presencia de artefactos, la Figura 19 muestra la estructura del electrodo que se utilizará para la adquisición de la señal.



Figura 19. Estructura del electrodo de cloruro de plata
(Al, Monitoreo, & Latinoamérica, s/f)

3.5 Acondicionamiento de la señal

La señal captada por los electrodos localizados en los músculos deltoides será tratada por medio de una pre-amplificación del amplificador de instrumentación. Un filtro pasabanda filtrará la frecuencia de la señal pre-amplificada en el rango de frecuencias de 5Hz a 250Hz. La señal ya filtrada y pre-amplificada tendrá una amplificación final que proporcione una mayor ganancia a la señal y finalmente se sumará un voltaje offset a la señal tratada para poder realizar la lectura completa de la señal con sus valores negativos, el diagrama de bloques de la Figura 20 permite identificar el orden de las etapas que tendrá el acondicionamiento de la señal

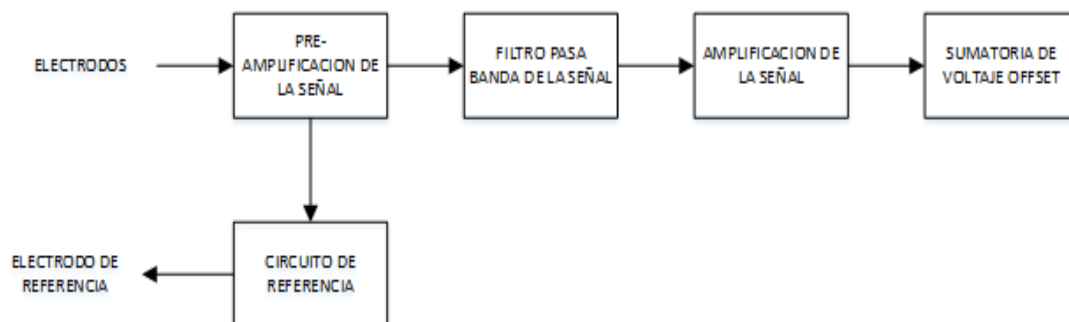


Figura 20. Acondicionamiento de la señal amplificada

3.5.1 Pre-amplificación de la señal EMG

Las señales EMG que son captadas de los electrodos serán tratadas por un amplificador de bajo ruido, que elevaran el nivel de la señal, ya que las señales EMG tienen amplitudes bajas de hasta 10mV. Las características requeridas para esta etapa son:

- Ganancia de 1 a 1000 regulable.
- Rechazo al modo común (CMRR) \geq a 100db.
- impedancia de entrada \geq 10M Ω .
- impedancia de salida \leq 100
- Consumo de corriente \leq 1.3mA
- Voltaje de alimentación 2.3v \leq alimentación \leq 18v

El análisis de la Tabla 5 de los diferentes amplificadores de instrumentación disponibles, en la cual se detallará sus características para una correcta lectura de las señales electromiográficas.

Tabla 5
Comparación de amplificadores de instrumentación

	ADS620		INA128/ INA 129		LMP 7704	
Característica Solicitada	Característica del modelo	Cumple	Característica del modelo	Cumple	Característica del modelo	Cumple
Ganancia \leq 1000	1 a 1000	Si	1 a 10000	Si	1 a 10000	Si
CMRR \geq a 100db	100dB	Si	120dB	Si	130dB	Si

CONTINÚA 

Impedancia de entrada $\geq 10M\Omega$	$10G\Omega$	Si	$10M\Omega$	Si	$10M\Omega$	Si
Impedancia de salida ≤ 100	10Ω	Si	10Ω	Si	10Ω	Si
Consumo de corriente $\leq 1.3mA$	$1.3mA$	Si	$700\mu A$	Si	$2.9 mA$	No
Alimentación $2.3v \leq \text{Alimentación} \leq 18$	± 2.3 a $18 v$	Si	± 2.25 a $18v$	Si	$2.7v$ a $12 v$	Si

Como se puede observar en la tabla el INA 128/129 y el LMP 7704 presentan un excelente rechazo al modo común. Su consumo de corriente es elevado en el LMP 7704 y además estos dos amplificadores de instrumentación no se encuentran disponibles dentro del país.

SENIAM recomienda un rechazo al modo común para la lectura de señales EMG $\geq 90dB$ y una alta impedancia de entrada mayor a $330k\Omega$. Se optó por utilizar el amplificador operacional AD620, el cual es utilizado para aplicaciones médicas y satisface las necesidades para realizar una correcta lectura de las señales EMG, este amplificador de instrumentación posee las siguientes características:

- Ganancia de amplificación 1 a 1000.
- Alimentación de 2.3v a 18v.
- Consumo de corriente de 1.3 mA.
- Rechazo a modo común (CMRR) de 100dB.
- Impedancia de entrada de 10 G Ω .

La Figura 21 muestra el circuito sugerido por el fabricante del amplificador de instrumentación AD620 para lectura de señales ECG. Dicho circuito puede ser adaptado para lectura de señales EMG.

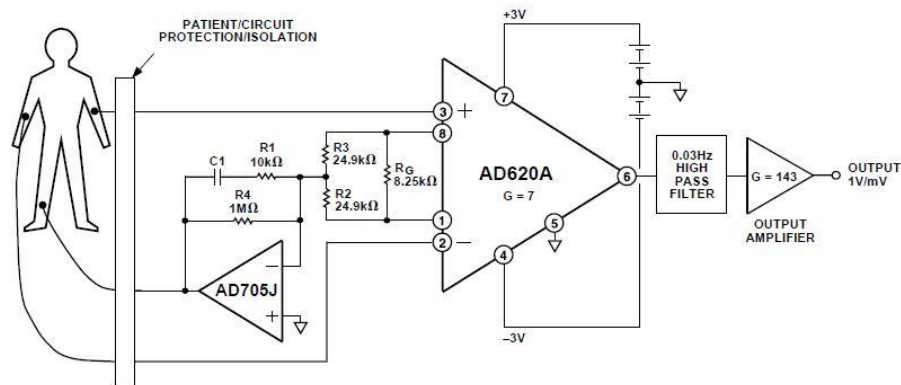


Figura 21. Circuito de lectura para señales ECG
Fuente:(N & Cerdip, 1999)

A continuación se muestra la configuración interna del amplificador operacional AD620 en la Figura 22, el cual posee un solo amplificador de instrumentación por encapsulado.

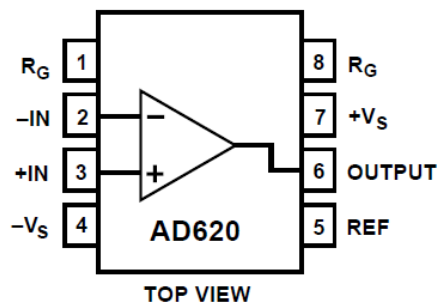


Figura 22. Configuración de pines AD620
(N & Cerdip, 1999)

Para el cálculo de ganancia del amplificador operacional AD620 vienen dado por la siguiente ecuación:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_g} - 1 \quad (5)$$

Donde:

G = Ganancia

R_g = Resistencia externa

La recomendación del fabricante para la ganancia de la etapa de pre-amplificación es de 7 (N & Cerdip, 1999), por lo que despegando el valor de G de la ecuación (5) se tiene un valor de resistencia externa de 6.1k Ω .

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_g} = 6,1 \text{ k}\Omega$$

Como se mencionó anteriormente la ganancia que se dará a la pre-amplificación de la señal será de 7, esto se logrará utilizando una resistencia externa de precisión de 6,1K como se calculó anteriormente en la ecuación (5). El prototipo está compuesto de tres canales, por lo tanto posee tres circuitos de pre-amplificación, La Figura 23 muestra el circuito de lectura de una sola señal EMG de los músculos deltoides

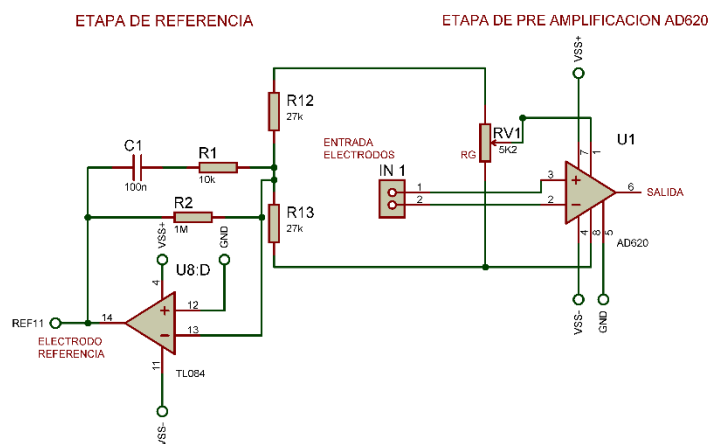


Figura 23. Pre-amplificación de la señal EMG en el músculo deltoide

3.5.2 Circuito de referencia

El circuito de referencia se encarga de establecer el sistema de referencia en el sistema hombre. La ubicación del electrodo de referencia se debe realizar donde se encuentre la mínima presencia de musculatura. Se ha seleccionado la zona de la clavícula en su extremidad esternal, la cual es una zona con poca presencia de musculatura y que no produce incomodidad hacia al atleta al momento de realizar el disparo. El diagrama de bloques de la figura muestra el circuito de referencia para la lectura de los tres canales.

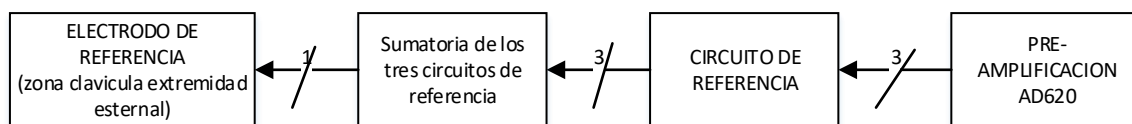


Figura 24. Diagrama de bloques circuito de referencia

Este circuito de referencia proporciona estabilidad al sistema evitando corriente de desbalanceo, además de compensar problemas de ruido atenuando los voltajes en modo común en las entradas diferenciales, y brindando una tierra independiente de la tierra del circuito diseñado, de tal manera protegiendo así al paciente de un posible daño (Ojeda, s/f). La recomendación del fabricante del amplificador operacional AD620 sugiere que se coloque el integrado AD705J para la etapa de referencia, pero este amplificador se encuentra discontinuado y no se encuentra disponible dentro del país, por estas razones se utilizó el amplificador operacional TL084, el cual posee las siguientes características que son mencionados en la Tabla 6.

Tabla 6*Características eléctricas amplificador operacional TL084*

Características eléctricas	Valor
Rechazo al modo común (CMRR)	86 db
Suministro de corriente por amplificador (I _{cc})	2.8 mA
Voltaje de alimentación (V _{cc})	+9 a +- 15 V
Resistencia de entrada (R _i)	1 MΩ

Fuente: (Input & Amplifiers, 1992)

Este amplificador posee características eléctricas aceptables para poder ser el reemplazo del AD705J, además dispone de 4 amplificadores operacionales dentro de su encapsulado que serán utilizados más adelante en las etapas de filtrado y amplificación, logrando así disminuir el tamaño del circuito de adquisición de la señal. La Figura 25 muestra la configuración interna de pines del amplificador operacional TL084 .

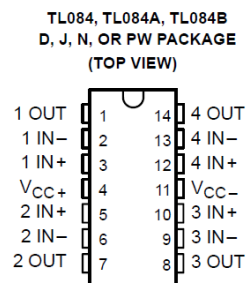


Figura 25. Configuración de pines amplificador operacional TL084
(Input & Amplifiers, 1992)

El prototipo dispone de tres canales para la captación de las señales EMG lo que con lleva a utilizar un electrodo de referencia por canal, esto aumenta el tamaño de la placa así como también la distribución de electrodos en el cuerpo humano. Se tomó como guía el circuito de protección del amplificador operacional INA128(Texas, 2018), el cual posee una resistencia de 380KΩ para una máxima transferencia de potencia ya que esta es la impedancia que posee el cuerpo humano.

Esta resistencia permite unir los otros circuitos de referencia logrando así tener un único electrodo de referencia por los tres canales, la Figura 26 muestra la unión de los tres circuitos de referencia de las señales EMG.

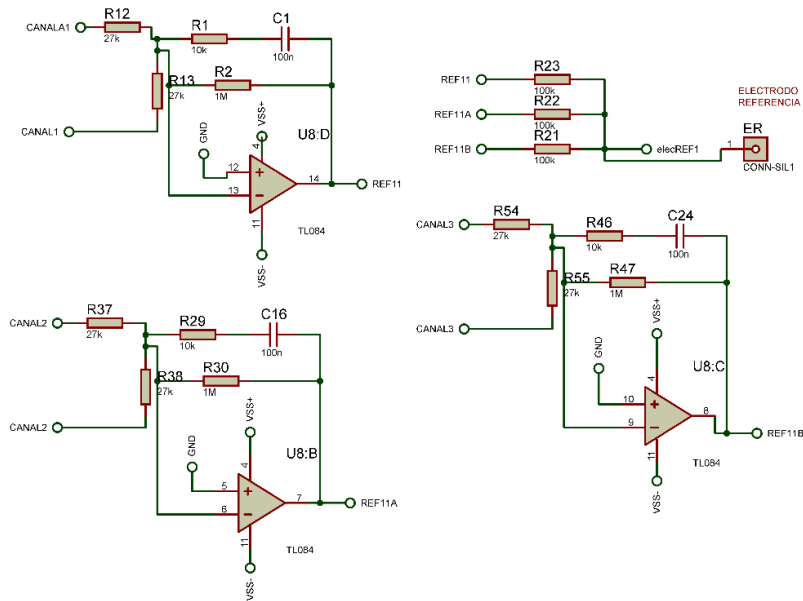


Figura 26. Circuito de referencia con un solo electrodo

3.5.3 Filtrado de la señal EMG

En esta etapa se eliminan las componentes de frecuencias no deseadas, como es el caso de las bajas frecuencias, en las cuales se presenta ruido por el movimiento de los electrodos, así como también, la presencia de altas frecuencias en las cuales no existe componentes significativas de las señales EMG. Los requerimientos para la etapa de filtrado son los siguientes:

- Filtro pasa altos de 20 Hz con atenuación de 20dB.
- Filtro pasa bajos de 250Hz con atenuación de 20dB.

Las señales electromiográficas captadas son vulnerables ante la presencia de ruido en bajas y altas frecuencias, ya sean estos provocados por: movimientos de los electrodos ante una mala sujeción a la piel, la presencia de la corriente alterna de elementos que trabajen a 60Hz, activación de músculos cercanos a los electrodos y señales provenientes por aparatos en el entorno donde se toman las muestras (Reategui & Callupe, 2017). Por lo cual la Figura 27 muestra el diagrama de bloques implementada en la señal para filtrar las señales no deseadas.

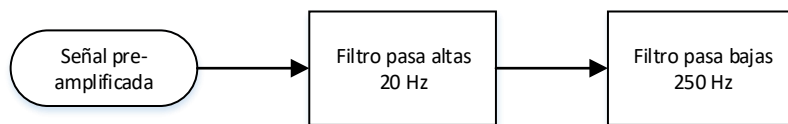


Figura 27. Diagrama de bloques del filtro pasabanda

Se dispone de diferentes tipos de filtros analógicos a implementar los cuales: son Butterworth, Chebyshev y Bessel, en donde, este tipo de filtros se diferencian por: su respuesta en amplitud, atenuación de la señal y los elementos físicos utilizados en su implementación, por lo tanto se realizó un análisis de todos estos filtros en la Tabla 7, para determinar las características del filtro más idóneo para este proyecto.

Tabla 7

Características de filtros de segundo orden

Nombre	Q	Características
Butterworth	$\frac{1}{\sqrt{2}}$	Respuesta plana en amplitud, la atenuación no es muy pronunciada siendo de 20 db por década.
Chebyshev	$> \frac{1}{\sqrt{2}}$	Mínimo tiempo de paso entre banda de paso y banda de rechazada, presentando

CONTINÚA 

una atenuación más pronunciada, pero una desventaja es la presencia de una perturbación en su paso de banda de paso a banda de rechazo denominado ripple.

Bessel	0.5773	Posee una salida lineal con respecto a la fase, la desventaja resulta en un retardo permanente en todo el ancho de banda deseado
--------	--------	--

Fuente:(Peña, 2005)

La Figura 28 muestra la atenuación en magnitud de los filtros mencionados, por lo tanto se seleccionó el filtro análogo de segundo orden de Butterworth de topología Sallen-Key ya que posee una respuesta en su amplitud aceptable en su banda de paso sin la presencia de perturbaciones y una atenuación de 20dB por década en su banda de corte, además de que los elementos que conforman el diseño del hardware del filtro son muy reducidos a diferencia de los otros filtros, esto permite tener una placa del prototipo de menor tamaño.

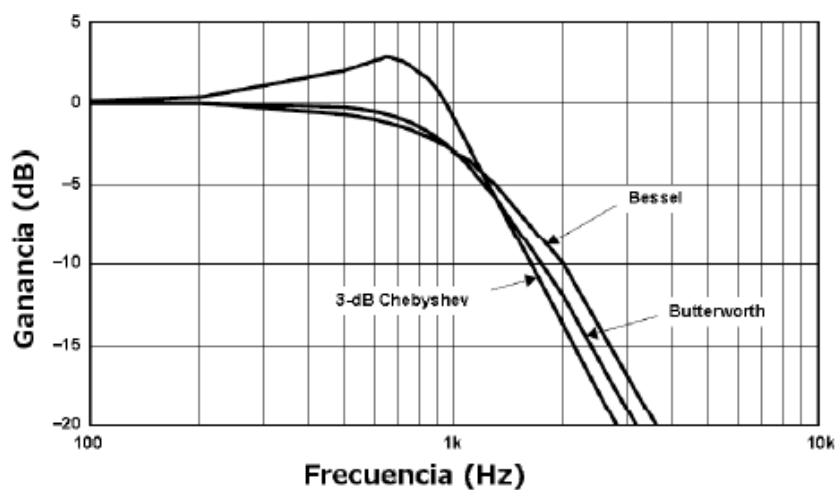


Figura 28. Comparación de la respuesta en frecuencia de los diferentes filtros

Fuente: (Brazeiro, Petracchia, & Valdés, 2015)

3.5.3.1 Diseño de filtro Butterworth

Para el diseño de este filtro se tomó su factor de calidad de 0.707, donde la banda de trabajo será de 20 Hz en pasa altas para eliminar la componente de corriente continua así como la presencia de aparatos debido al movimiento de los electrodos (Medved, 2010) . La frecuencia de trabajo para el filtro pasa bajos es de 250Hz ya que inferior a esta frecuencia se encuentran los valores más representativos de las señales electromiográficas en la zona de los deltoides (Hodges & Bui, 1996).

3.5.3.2 Filtro pasa alto

La estructura interna del circuito del filtro BUTTERWORTH en topología Sallen –key se muestra en la Figura 29, en la cual se filtrará la señal pre-amplificada a una frecuencia de 20Hz y con ganancia unitaria.

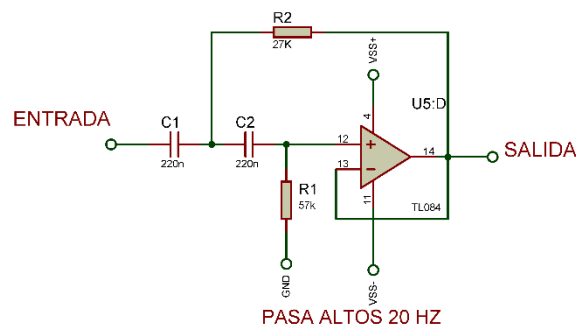


Figura 29. Filtro pasa alto configuración Sallen-Key

Para el diseño de este filtro partimos de la expresión del factor de calidad de la ecuación (6) y la ecuación (7) perteneciente a la frecuencia de corte, recordando además que para este tipo de filtro su factor de calidad es $Q = \frac{1}{\sqrt{2}}$.

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{R_2 (C_2 + C_1)} \quad (6)$$

$$f_{inf} = \frac{1}{2 \pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (7)$$

Para la topología Sallen-Key se debe considerar que $C_1 = C_2 = C$ y $R_1 = 2 R_2 = R$ obteniendo ahora la ecuación (8) para la frecuencia de corte:

$$f_{inf} = \frac{1}{2 \pi \sqrt{2} R_2 C} \quad (8)$$

Teniendo en cuenta que los valores comerciales para los capacitores son muy reducidos se impuso un valor de $C = 220nF$, se requiere que la frecuencia de corte se encuentre en $f_{inf} = 20hz$ por lo tanto reemplazando estos valores en la ecuación 7:

$$R_2 = \frac{1}{2 \pi \sqrt{2} 20hz 220nF} = 25,6 k\Omega$$

Se tiene un valor calculado de $R_2 = 25,6k\Omega$, pero en los valores comerciales más cercanos se seleccionó una $R_2 = 27k\Omega$, para el valor de R_1 se obtiene $R_1 = 2R_2 = 54k\Omega$ para lo cual el valor comercial más cercano es $R_1 = 56k\Omega$, para el amplificador operacional se utilizará el mismo amplificador TL084 que se implementó en la etapa de referencia, ya que su encapsulado posee 4 amplificadores operacionales internamente, reduciendo así el tamaño de la placa PCB. La lista de materiales para el filtro pasa alto se muestra en la Tabla 8.

Tabla 8*Lista de materiales filtro pasa alta*

Material	Valor
R1	56k
R2	27k
C1	220nF

3.5.3.3 Filtro pasa bajo

Para el diseño del filtro pasa bajos con una frecuencia de corte de 250Hz y ganancia unitaria, se utilizará el filtro BUTTERWORTH en topología Sallen –key, como se muestra en la Figura 30.

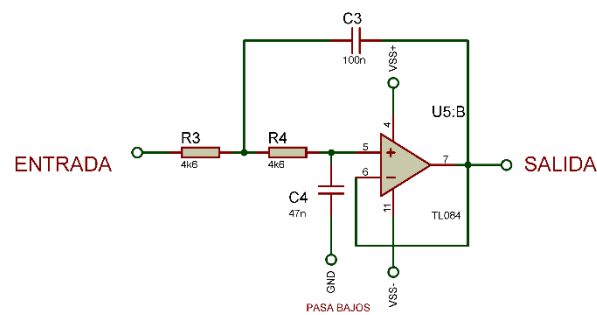


Figura 30. Filtro pasa bajo topología Sallen-Key

Para el diseño de este filtro se utiliza el factor de calidad de la ecuación (9) y la frecuencia de corte de la ecuación (10). Recordando además que para este tipo de filtro su factor de calidad

es $Q = \frac{1}{\sqrt{2}}$.

$$Q = \frac{\sqrt{R_3 R_4 C_3 C_4}}{C_4 (R_3 + R_4)} \quad (9)$$

$$f_{inf} = \frac{1}{2 \pi \sqrt{R_3 R_4 C_3 C_4}} \quad (10)$$

Para la topología Sallen-Key se debe tomar las siguientes consideraciones:

- Se toma un valor fijo para $C_3 = C = 100nF$
- Los valores de las resistencias serán igual a $R_3 = R_4 = R$
- Para los capacitores se considera que $C_3 = 2 C_4 = C$

Con estas consideraciones se escoge el valor comercial para $C_4 = 47nF$, y paso siguiente se puede realizar el cálculo de R reemplazando estos valores en la ecuación (12).

$$f_{inf} = \frac{1}{2 \pi \sqrt{2} R_2 C} \quad (11)$$

Tomando los valores comerciales para los capacitores $C_3 = 100nF$ y $C_4 = 47nF$, se requiere que la frecuencia de corte se encuentre en $f_{inf} = 250hz$ por lo tanto reemplazando estos valores en la ecuación (12)

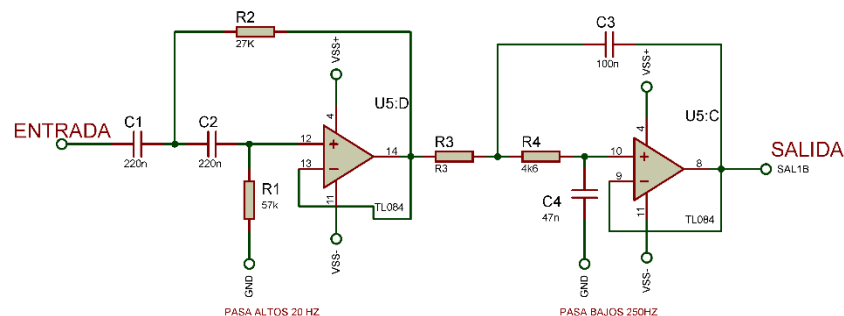
$$R_2 = \frac{1}{2 \pi \sqrt{2} 250hz 100nF} = 4,6 k\Omega$$

La lista de materiales comerciales para la implementación del filtro pasa bajo se detalla a continuación en la Tabla 9, la cual utilizará el amplificador operacional TL084, dicho amplificador será utilizado también para la etapa de amplificación final y sumatoria de voltaje offset.

Tabla 9*Lista de materiales filtro pasa bajo*

Material	Valor
R1	4,5 k
R2	4,5 k
C3	100nF
C4	47nF
Amplificadores operacionales	TL084

Una vez realizado los cálculos para el filtro pasa bajo y pasa alto en un rango de frecuencia entre: 20 Hz y 250Hz se tiene el circuito correspondiente en la Figura 31. Mediante este circuito la señal pre-amplificada está libre de la componente DC, presencia de artefactos que se dan por el movimiento de los electrodos y además la señal se encuentra en la frecuencia de interés donde trabajan los músculos deltoides

**Figura 31.** Diseño filtro pasa banda bandas

Para verificar el diseño de estos filtros se trabajó con el programa filter-Pro el cual permite diseñar el filtro Butterworth en su configuración Sallen-key, además brinda la opción de conocer la ganancia del filtro en -3dB, verificando de que el filtro trabaje correctamente.

Para el diseño del filtro Pasa altos se puede observar su respuesta en frecuencia y conocer su ganancia (V/V) la cual es de 0.7 a la frecuencia de 20Hz como se muestra en la Figura 32.

Name: Highpass, Sallen Key, Butterworth		Part: Ideal Opamp Order: 2		Number Of Stages: 1		
Gain: 1 V/V (0 dB)		Allowable PassBand Ripple: 1 dB		Passband Frequency: 20 Hz		Corner Frequency Attenuation: -3 dB
Frequency (Hz)	Frequency (rad/sec)	Gain (V/V)	Gain (dB)	Phase (Degrees)	Phase (Radians)	Group Delay (uSec)
19,724	123,931	0,697	-3,132	91,125	1,59	11408,111
19,953	125,366	0,705	-3,031	90,192	1,574	11280,689
20,184	126,818	0,714	-2,932	89,259	1,558	11150,257
20,417	128,286	0,722	-2,835	88,327	1,542	11016,953
20,654	129,772	0,729	-2,74	87,395	1,525	10880,924

Figura 32. Respuesta en frecuencia de 20Hz

Para el diseño del filtro Pasa bajos se puede observar su respuesta en frecuencia y conocer su ganancia (V/V) la cual es de 0.7 a la frecuencia de 250Hz como se muestra en la Figura 33

Name: Lowpass, Sallen Key, Butterworth		Part: Ideal Opamp Order: 2		Number Of Stages: 1		
Gain: 1 V/V (0 dB)		Allowable PassBand Ripple: 1 dB		Passband Frequency: 250 Hz		Corner Frequency Attenuation: -3 dB
Frequency (Hz)	Frequency (rad/sec)	Gain (V/V)	Gain (dB)	Phase (Degrees)	Phase (Radians)	Group Delay (uSec)
239,883	1507,231	0,736	-2,666	-86,656	-1,512	935,9
242,661	1524,684	0,728	-2,759	-87,587	-1,529	926,321
245,471	1542,339	0,72	-2,854	-88,519	-1,545	916,477
248,313	1560,199	0,712	-2,952	-89,451	-1,561	906,378
251,189	1578,265	0,704	-3,052	-90,384	-1,578	896,034
254,097	1596,54	0,696	-3,154	-91,317	-1,594	885,456
257,04	1615,027	0,687	-3,258	-92,249	-1,61	874,656

Figura 33. Respuesta en frecuencia de filtro pasa bajos 250 Hz

3.5.4 Amplificación de la señal

La etapa de amplificación de la señal filtrada permite amplificar la señal a un valor aceptable donde el controlador pueda leer dicha señal por medio de sus entradas análogas. La Figura 34 muestra el proceso que tiene la señal EMG filtrada para realizar la amplificación de la señal a una ganancia adecuada que se describirá en esta sección. Esta etapa de amplificación debe cumplir las siguientes características:

- Alta relación de rechazo al modo común (CMMR) $\geq 80\text{dB}$.
- Salidas y entradas de voltaje con valores pico-pico de V_{pp} 3.3 V.
- El voltaje de referencia es la mitad del voltaje de alimentación, evitando que el amplificador no se sature.
- Encapsulado del amplificador operacional posee cuatro amplificadores internos para disminuir su tamaño en la placa PCB.

El diagrama de bloques de la Figura 34 muestra el proceso de amplificación que tendrá la señal filtrada en esta sección.

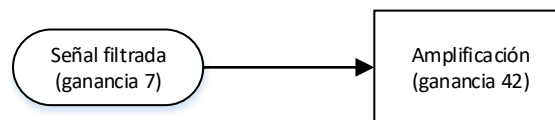


Figura 34. Amplificación final de la señal EMG

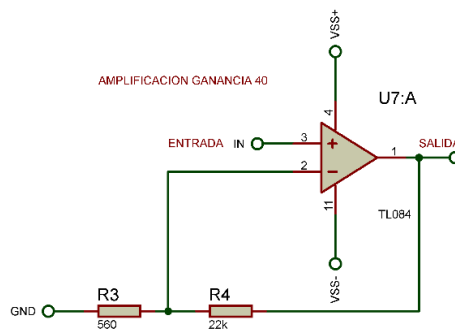
La selección del amplificador operacional que cumpla con las características necesarias se mencionará en la Tabla 10, por lo tanto se realizó un análisis tomando en cuenta los amplificadores comerciales disponibles en el país.

Tabla 10*Amplificadores operacionales disponibles para la etapa de amplificación*

Características	LM 741	TL084
CMRR	80 dB	86 dB
Consumo de corriente	2.8 mA	2.5 mA
Entrada JFET	BJT	JFET
Numero de amplificadores	1	4

La opción óptima es el amplificador operacional TL084 el cual posee un alto rechazo al modo común de 86dB, una corriente de consumo de 2.5mA y cuatro amplificadores internos en su encapsulado. Este amplificador operacional va a trabajar como un amplificador no inversor, donde su ganancia esta descrita por la ecuación 8 y la Figura 35 muestra la configuración del amplificador no inversor.

$$G = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (12)$$

**Figura 35.** Amplificador no inversor

La señal EMG que llega a esta etapa posee una pre-amplificación inicial de ganancia $G_{entrada} = 7$, pero esta ganancia inicial es muy pequeña por lo que el conversor análogo digital no tendrá una adecuada lectura. La ganancia total recomendado por estudios realizados anteriormente para lectura de señales EMG es alrededor de 500 (Konrad, 2005). Con estas consideraciones y recordando que el valor máximo para señales EMG es alrededor de 5mV como se citó en la Tabla 1 , el valor de la ganancia total (G_{Total}) debe ser menor o igual al valor del voltaje de referencia $V_{referencia}$ como se muestra en la ecuación 9.

$$(G_{entrada} V_{in}) G_{Total} \leq V_{referencia} \quad (13)$$

Más adelante se explicará el voltaje de referencia pero el valor que se ha establecido es de $V_{referencia} = 1.5 \text{ v}$, y asumiendo la amplitud máxima de la señal EMG de 5mV tenemos el siguiente valor para la ganancia total G_{Total} :

$$G_{Total} \leq \frac{1.5 \text{ V}}{7 * 5\text{mV}} = 42$$

Una vez calculada la ganancia para la etapa de amplificación se procede a reemplazar los valores en la ecuación (12), imponiéndonos un valor comercial de $R4=22\text{K}\Omega$ y calculando el valor de $R3$ obteniendo:

$$R3 = \frac{R4}{G_T - 1} = 536.5\Omega \approx 560\Omega \text{ valor comercial}$$

La Tabla 11 muestra la lista de elementos para el diseño de la etapa de amplificación final

Tabla 11*Lista de elementos para etapa de amplificación*

Materiales	Valor
R3	560 Ω
R4	22 K Ω
Amplificador op	T1084

3.5.5 Etapa de sumatoria de voltaje offset

En esta etapa permite sumar un nivel de voltaje continuo a la señal EMG ya amplificada, garantizando así la lectura de solo valores positivos a las entradas análogas del controlador. Por lo tanto esta etapa debe cumplir con las siguientes características:

- El voltaje de referencia debe ser la mitad del voltaje de alimentación $V_{refe} = 1.5V$.
- La fuente de alimentación de nivel offset es de 3.7v.
- El encapsulado del amplificador operacional posee 4 amplificadores internos.
- El amplificador sumador debe tener una configuración no inversora.

Para el voltaje de referencia se utilizó un divisor de tensión, en donde el voltaje de alimentación es de 3.3v y un potenciómetro de precisión de 5K para ajustar al voltaje deseado. La Figura 36 muestra el diagrama de bloques de la señal amplificada y lista para la lectura por medio del controlador.

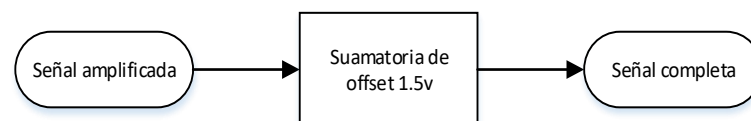


Figura 36. Sumatoria de voltaje offset de la señal EMG

El sumador que se utilizará será un amplificador sumador no inversor con ganancia unitaria para que no alterar con los valores picos máximos calculados anteriormente. El voltaje de salida V_s viene dada por la ecuación (14):

$$V_s = R_s \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots \frac{V_n}{R_n} \right) \quad (14)$$

Donde:

Vs: Voltaje de salida.

Rs: Resistencia de referencia.

Vn: voltajes individuales.

Rn: Resistencias correspondiente a voltajes individuales.

Para las entradas de voltajes que tendremos son $V_1 =$ entrada de señal EMG y $V_2 =$ señal continua y para los valores de las resistencias R_1, R_2 y R_s se ha impuesto los valores de $10k\Omega$ donde la expresión de la ecuación (14), se reduce a la siguiente expresión $V_s = R_s \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} \right)$.

La Figura 37 muestra el circuito del amplificador sumador en la etapa final del acondicionamiento

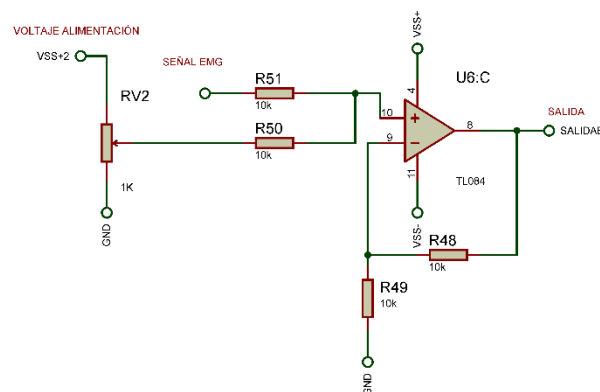


Figura 37. Amplificador operacional configuración sumador no inversor

La Figura 38 muestra el diagrama completo del acondicionamiento de las tres señales EMG que se encuentran listas para ser enviadas a las entradas analógicas del controlador.

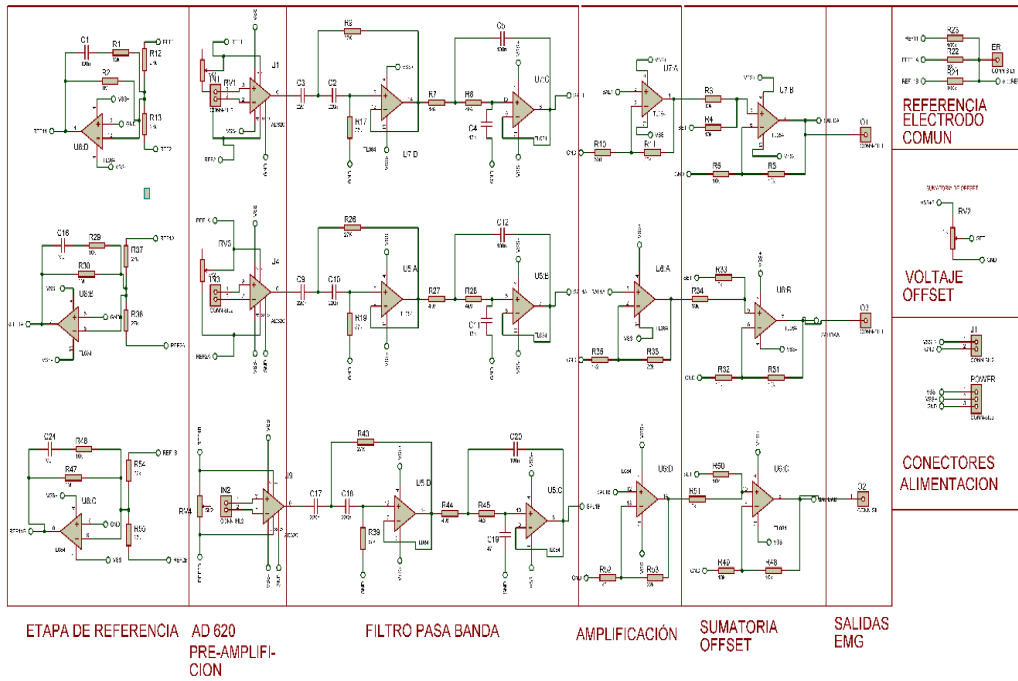


Figura 38. Diagrama completo de las tres señales EMG

3.6 Sensor de posición angular

En esta etapa se determina la posición angular durante el movimiento de abducción del hombro cuando realiza el tiro. Esta información es necesaria para determinar el desempeño del tiro. Para obtener la posición angular se utiliza un acelerómetro acoplado a una unidad de propósito múltiple (MPU). El MPU envía los datos de ángulo al controlador mediante los puertos SDA y SCL. Los requerimientos del sensor de posición angular se detallan a continuación:

- Seis grados de libertad
- Sensibilidad del acelerómetro $\geq \pm 2g$
- Sensibilidad del giroscopio $\geq \pm 250$
- Voltaje de alimentación $\leq 3.7v$
- Corriente de consumo $\leq 3.9mA$

Para la elección del MPU se analizará los diferentes giroscopios-acelerómetros que se encuentran disponibles dentro del mercado y que cumplan con los siguientes requerimientos que muestra la Tabla 12.

Tabla 12
Selección del MPU para la aplicación en el prototipo

Requerimientos	MPU 6050	Cumple	MPU 9250	Cumple
Grados de libertad ≤ 6	6 grados de libertad	Si	9 grados de libertad	No
Sensibilidad del giroscopio $\geq \pm 250$	$\pm 250, \pm 500, \pm 1000$ y ± 2000	Si	$\pm 250, \pm 500, \pm 1000$ y ± 2000	Si
Sensibilidad del acelerómetro $\geq \pm 2g$	$\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$	Si	$\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$	Si
Voltaje de alimentación $\leq 3.7v$	2.37v a 3.46 v	Si	2.4v a 3.6v	Si
Consumo de corriente $\leq 3.9mA$	3.9mA	Si	4mA	No

El MPU 6050 se eligió ya que posee 6 grados de libertad que son suficientes para detectar el movimiento de un eje, tiene un bajo consumo de corriente, un amplio rango de sensibilidad en sus acelerómetros-giroscopios y un voltaje de alimentación menor a 3.7v.

El MPU 6050 posee un conector molex incorporado en la placa PCB permitiendo desacoplarse de dicha placa. La Figura 39 muestra la conexión con la placa PCB y la comunicación con el controlador.

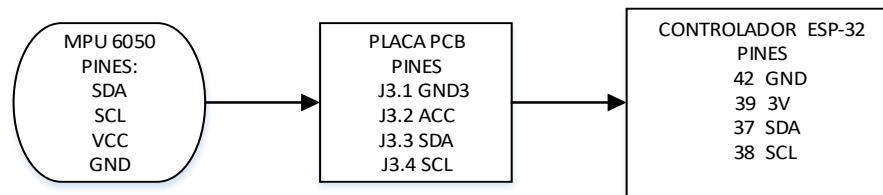


Figura 39. Implementación del MPU 6050 en placa PCB

El protocolo de comunicación y el filtro que se ha desarrollado para la lectura de ángulos realizados por el MPU 6050 se describirá en el siguiente capítulo en el desarrollo de hardware. La Figura 40 muestra la conexión de la placa PCB donde se encuentra el controlador y la conexión del MPU 6050.

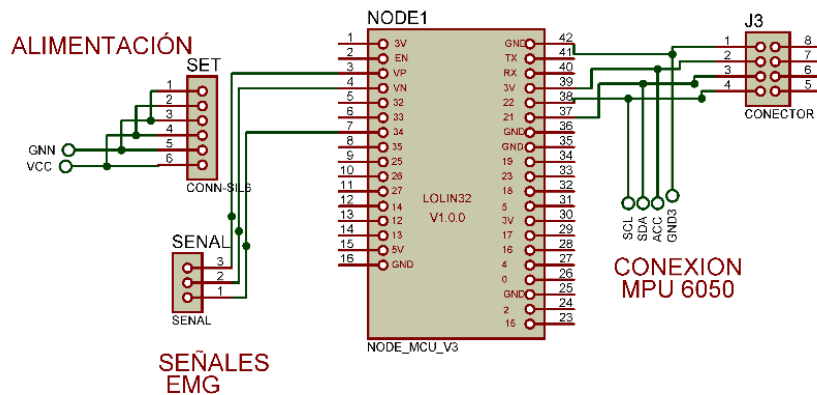


Figura 40. Conexión MPU 6050

3.7 Diseño de la etapa de adquisición de datos

En esta etapa se elegirá la tarjeta de adquisición con el microcontrolador adecuado para poder realizar una lectura de las señales EMG, así como también este controlador debe ser compatible con el módulo MPU 6050 para la lectura de sus ángulos. Las características técnicas que se necesitan para esta etapa son las siguientes:

- Compatibilidad con módulo MPU 6050.
- Disponibilidad mínima de cinco entradas análogas.
- Alimentación mediante baterías de 3.3V.
- Microcontrolador con unidad central de proceso de 32 bits.
- Compatibilidad con módulos bluetooth o WIFI.
- Velocidad de procesamiento mínimo de 80 MHz.

En el mercado se encuentran disponibles varias tarjetas que cumplen con las características mencionadas anteriormente, por lo tanto en la Tabla 13, se ha hecho un análisis comparativo para elegir el controlador más adecuado para el presente proyecto.

Tabla 13

Análisis comparativo de tarjetas de adquisición de datos

Características	Arduino Due	Cumple	STM32F4 DISCOVERY	Cumple	ESP-32 Lolin	Cum ple
Entradas análogas ≥ 10	12	Si	>10	Si	16	Si
Velocidad del procesador ≥ 80 Mhz	84 MHz	Si	168MHz	Si	160MHz	Si
Alimentación externa ≤ 3.7 v	3.3 v	Si	5 v	Si	3.0v a 3.6v	Si
Módulo bluetooth incorporado	No	No	No	No	V4.2 incorpora do	Si

CONTINÚA 

McU ≥ 32 bits	32 bits	Si	32 bits	Si	32 bits	Si
Comunicación I2C	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Costo ≤ 50 \$	30\$	Si	55 \$	Si	20\$	Si
Dimensiones reducidas	101mm x 53mm	No	97 mm x 66 mm	No	55mm x 25mm	Si

Una vez detallada las características de las tarjetas de adquisición de datos disponibles, se optó por utilizar tarjeta ESP32 Lolin ya que presenta un tamaño reducido, un valor económico aceptable, disponibilidad de entradas análogas y comunicación I2C. Además, la tarjeta posee comunicación bluetooth V4.2 incorporada dentro de la misma y es alimentada por una batería lipo de 3.7v. Esta tarjeta es compatible con el programa MATLAB.

La configuración de pines de la tarjeta ESP32 Lolin, que se estableció para realizar la lectura de las entradas análogas EMG y los pines del módulo MPU 6050 se describe en la Figura 41.

- VP= entrada análoga uno
- VN = entrada análoga dos
- IO34 = entrada análoga tres
- Pin 1= gnd referencia módulo MPU 6050
- Pin 4=3.3v alimentación módulo MPU 6050
- IO22 =SDA serial clock

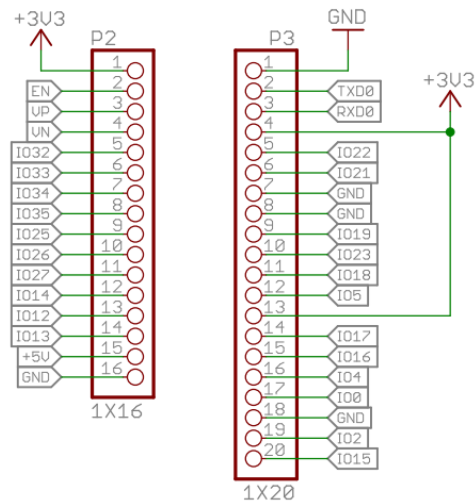


Figura 41. Configuración de pines de la tarjeta ESP32 LOLIN

3.8 Etapa de procesamiento y visualización

En esta etapa llegan los datos inalámbricamente de la etapa “diseño de adquisición de datos”, es aquí donde los datos serán visualizados en una interface HMI, desarrollada en el programa MATLAB, por lo tanto para ejecutar este interfaz se requiere que esta etapa cumpla las siguientes características:

- El ordenador debe poseer el módulo bluetooth incorporado o ser compatible para módulos bluetooth externos.
- Sistema operativo Windows 7 en adelante.
- Procesador Intel o AMD X86 o 64 bits.
- Espacio del disco 8GB para instalación solo MATLAB.
- MEMORIA RAM De 4 GB.

Las características mencionadas son principalmente para la instalación de MATLAB que son sugeridas por MATHWORKS. Por lo tanto con el ordenador en el cual se ha desarrollado esta interfaz posee las siguientes características como son mencionados en la Tabla 14.

Tabla 14

Características internas del ordenador utilizado

Características	Valor
Marca	DELL 1050
Procesador	Intel Core I5 CPU 2.5GHz
Memoria RAM	8 GB
Sistema	64 Bits
Sistema operativo	Windows 10
Tarjeta grafica	Intel HD Graphics 620

3.9 Diseño de tarjetas PPCB y carcasa del hardware

En esta etapa se definen las dimensiones y la estructura para almacenar todos los componentes del prototipo el cual consta de: diseño PCB de la tarjeta de adquisición de dato, diseño PCB para el acondicionamiento de la señal EMG, dimensionamiento de elementos y diseño de carcasa impresa en 3D.

3.9.1 Diseño PCB del acondicionamiento de la señal EMG

La Figura 42 muestra el diagrama PCB en Proteus en cual posee una malla a tierra para evitar presencia de ruido y una dimensión de 122.1mm x 57.5mm y la Figura 43 muestra los componentes físicos que compone la etapa de acondicionamiento de la señal EMG teniendo una altura de 15mm.

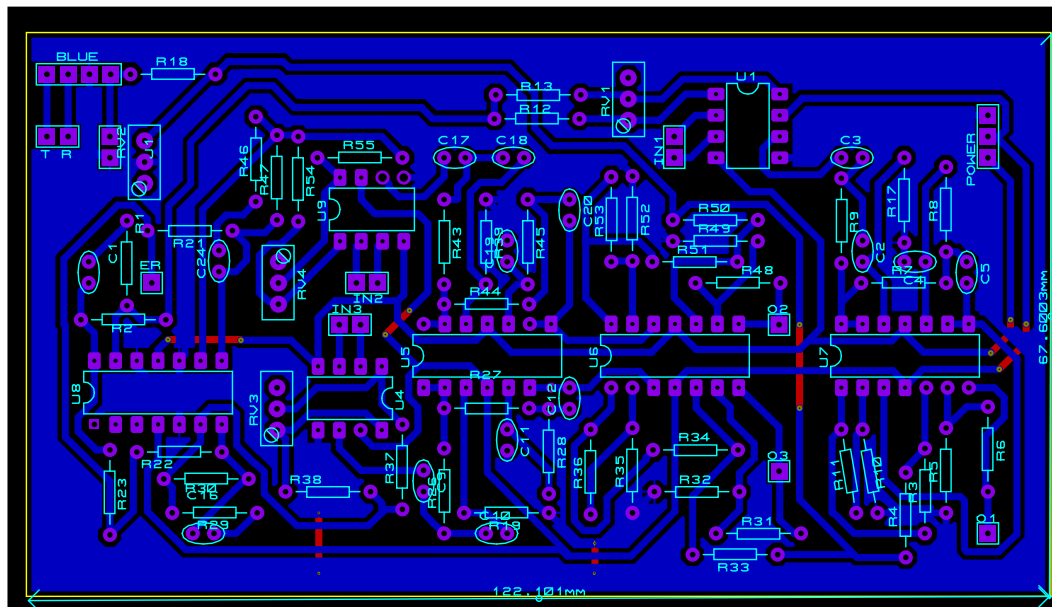


Figura 42. Diseño PCB de la placa acondicionamiento de las señales EMG

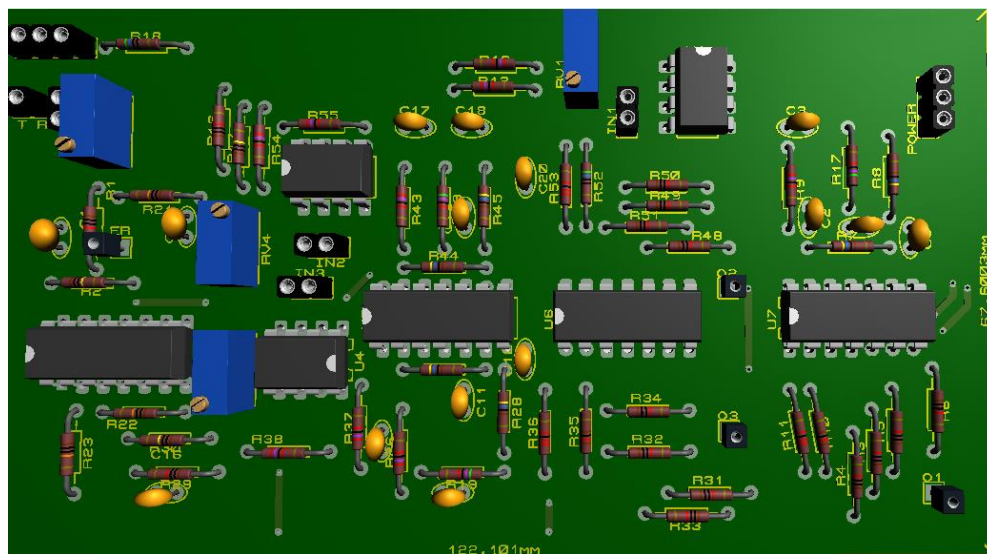


Figura 43. Diseño 3D de los componentes del acondicionamiento de la señal EMG

3.9.2 Diseño PCB de la tarjeta de adquisición de datos

La Figura 44 (a), y la Figura 44 (b), muestra el diseño PCB y diseño 3D de la tarjeta de adquisición de datos y sus dimensiones son 44.6mm x 61.1mm. Se ha realizado la malla a tierra para evitar que las señales EMG que van a las entradas analógicas presenten algún tipo de ruido.

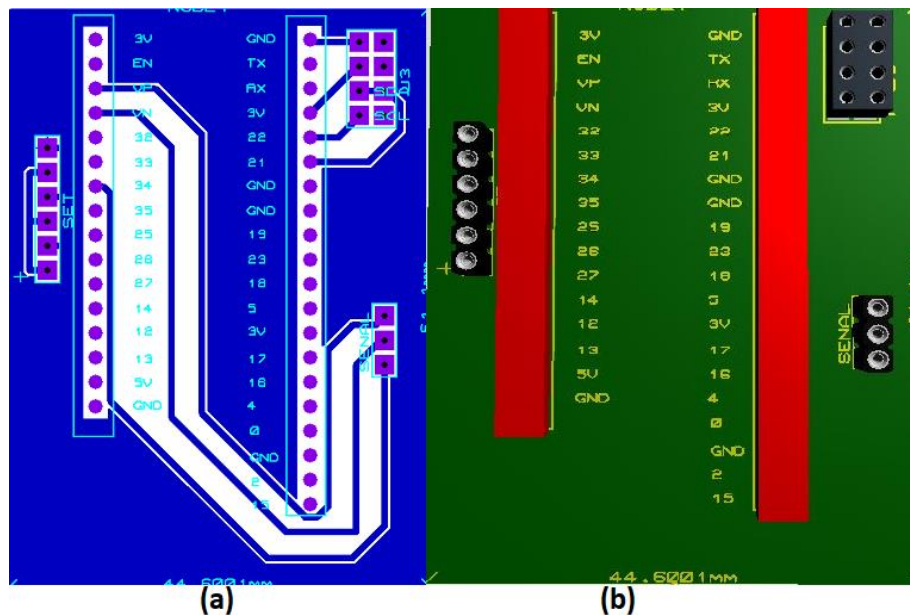


Figura 44. Diseño (a) PCB y (b) diseño 3D, tarjeta adquisición de datos

3.9.3 Diseño de la carcasa del prototipo

En esta etapa se diseñará una carcasa en SolidWorks para que sea capaz de almacenar todos los componentes que conforman el prototipo los cuales son:

- Batería 9v
- Batería tipo lipo de una celda 3.3v
- Placa PCB del controlador
- Placa PCB de acondicionamiento de la señal

El prototipo se encuentra distribuido en dos secciones el piso superior y piso inferior en la cual se detalla la distribución de cada elemento que conforma el prototipo. La figura y figura muestra la composición en la cual se han colocado todos los elementos.

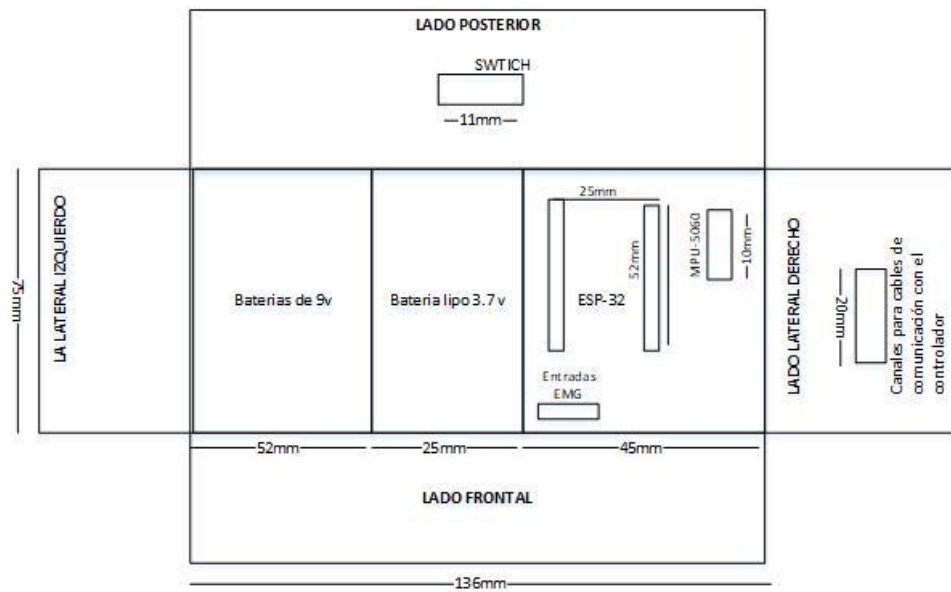


Figura 45. Distribución de elementos segunda sección del prototipo

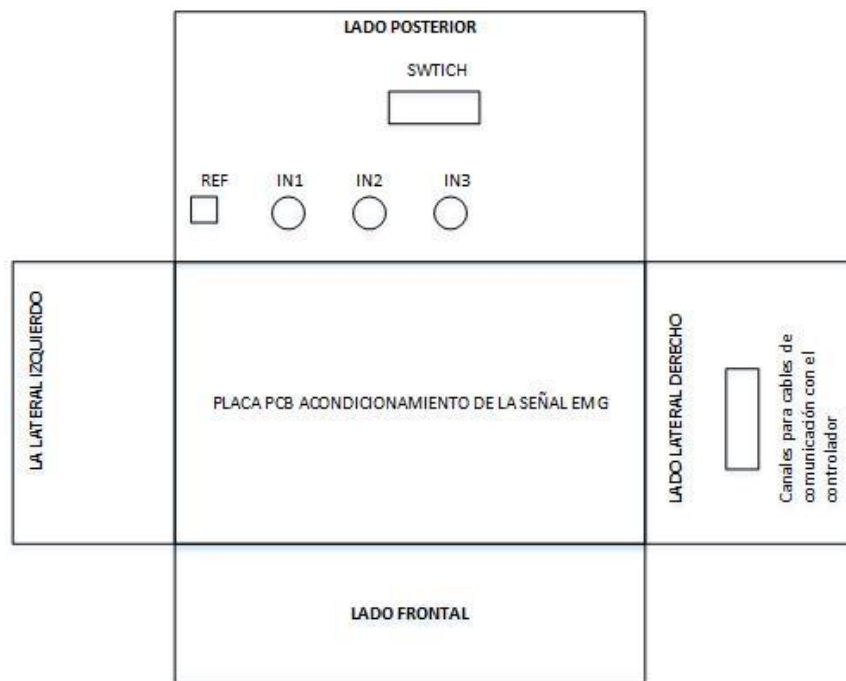


Figura 46. Distribución de elementos primera sección del prototipo

Los elementos como electrodos, conector molex, señales EMG, señal MPU, tienen conectores exclusivos para su conexión en la placa PCB, la Tabla 15 detalla las conexiones de estos elementos con los respectivos conectores de la placa PCB.

Tabla 15*Distribución de elementos en placa PCB*

Nombre de entrada	Conexión placa PCB	Característica
Vcc 3.7v	J1	Fuente de alimentación voltaje offset
Electrodo referencia	ER	Conexión electrodo de referencia
Electrodo1	IN1	Entrada señal EMG1
Electrodo2	IN2	Entrada señal EMG2
Electrodo3	IN3	Entrada señal EMG3
SalidaEMG1	Q1	Salida señal EMG1 hacia el controlador
SalidaEMG1	Q2	Salida señal EMG2 hacia el controlador
SalidaEMG1	Q3	Salida señal EMG2 hacia el controlador
Vcc 9v	POWER	Alimentación de la placa PCB acondicionamiento de señales EMG
EMG	J1	Señales EMG
MPU-6050	J3	CONECTOR MOLEX
Vcc 3.7v	SET	Alimentación de tarjeta ESP-32
ESP-32	NODE1	Conectores de tarjeta ESP-32
AD-620	U1	Conector de amplificador de instrumentación canal 1
AD-620	U2	Conector de amplificador de instrumentación canal 2
AD-620	U3	Conector de amplificador de instrumentación canal 3
TL084	U5, U6 y U7	Amplificador operacional

La placa PCB del controlador ESP-32 se encuentra separada de la placa de acondicionamiento de las señales EMG, por lo tanto la Figura 47 muestra la conexión de pines entre la placa PCB de acondicionamiento de señal y la placa PCB del controlador

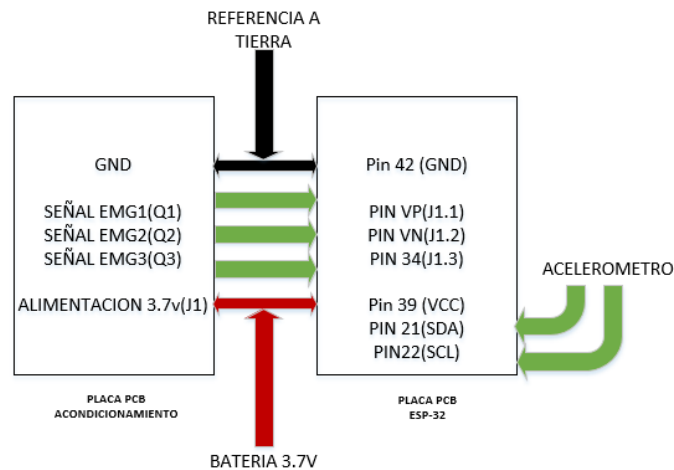


Figura 47. Conexión de pines entre placas PCB

La carcasa fue impresa en material ABS ya que esta posee mayor resistencia ante golpes, las dimensiones de este prototipo son las siguientes: 50mm de alto, 138mm de largo y 75mm de ancho, como se muestra en la Figura 48.

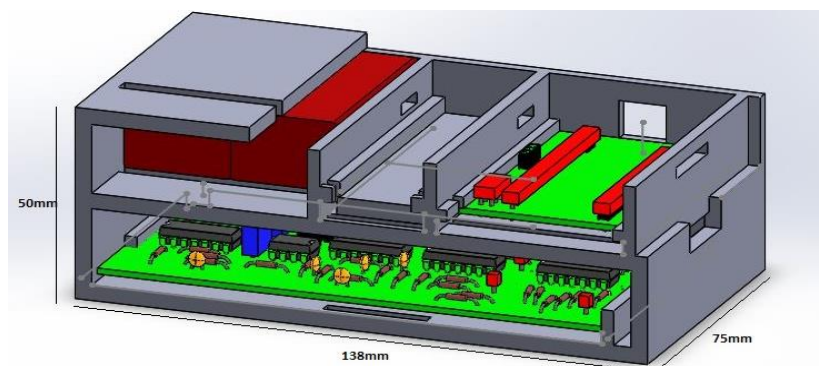


Figura 48. Vista isométrica del prototipo completo

3.9.4 Prototipo físico ensamblado

La Figura 49, muestra el prototipo ensamblado y los materiales que conforman el prototipo completo son los siguientes:

- 2 baterías de 9v con una dimensión de 47.35mm x 21mm
- Batería de litio 3.7v de dimensión 24.6mm x 65.25mm
- Placa PCB del controlador 65mm largo x 44.5 mm ancho y 18mm de altura
- Placa PCB del acondicionamiento de la señal EMG de dimensiones 67.6mm de ancho x 122.10 mm de largo y 18mm de altura.

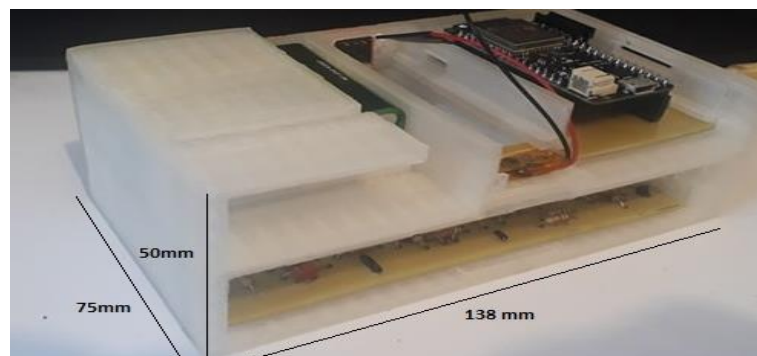


Figura 49. Prototipo Físico ensamblado

CAPÍTULO IV

DISEÑO DEL SOFTWARE

EL software del prototipo está constituida por dos aplicaciones, una para el manejo de los recursos de la PC e interfaz gráfica y otra para operar la tarjeta de adquisición de datos que realiza la lectura de señales angulares y señales electromiográficas.

4.1. Desarrollo de la aplicación para la tarjeta de adquisición

Esta aplicación se va a encargar de configurar los recursos de la tarjeta ESP-32 como son: puertos de programación, tasa de muestreo, velocidad de muestreo y algoritmos de programación. Los requerimientos de la aplicación para la tarjeta de adquisición se detallan a continuación:

- Lectura de puertos análogos
- Comunicación I2C con el MPU 6050
- Comunicación bluetooth entre tarjeta de adquisición y PC
- Programación de algoritmo filtro complementario
- Lectura de las entradas SDA y SCL para el MPU 6050

La programación de la aplicación de la tarjeta de adquisición ESP-32 se describe a continuación en el diagrama de flujo de la Figura 50. Esta aplicación permite realizar la lectura angular del MPU 6050 y la lectura de las señales análogas de la tarjeta de acondicionamiento de la señal, dichas señales serán enviadas como caracteres a través de la comunicación bluetooth que dispone la tarjeta ESP-32.

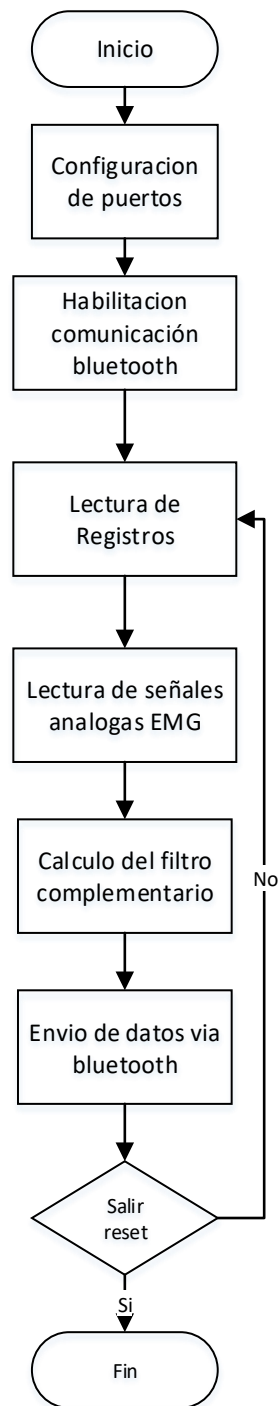


Figura 50. Programación general del controlador ESP-32

A continuación se detallara a profundidad cada uno de los bloques del diagrama de flujo de la Figura 50.

4.1.1 Configuración de puertos

La tarjeta ESP-32 modelo “LOLIN 32” se configuró para trabajar con una frecuencia de reloj de 80Mhz y una tasa de transmisión para la comunicación bluetooth de 115200 bps. Para la comunicación con los periféricos se cargaron a la aplicación las siguientes librerías:

- Wire.h: Permite habilitar comunicación del protocolo I2C, así como también trabajar con los registros del módulo MPU 6050.
- BluetoothSerial.h: Permite enviar datos inalámbricamente y establecer el nombre de la comunicación.

4.1.2 Habilitación comunicación bluetooth

Mediante la sentencia “SerialBT.begin(“ESP32test”)” se inicializa la comunicación bluetooth en la tarjeta ESP-32, además se le puede asignar cualquier nombre a la comunicación bluetooth, en la cual se ha nombrado como “ESP32test”.

4.1.3 Lectura de registros

Los registros del acelerómetro se deben leer de la dirección “0x3B” para obtener los valores del acelerómetro de sus 3 ejes: Acx, Acy, Acz. El valor dado por los registros son divididos por el factor 16384.0 para obtener una sensibilidad de -2g a 2g (Ave, Number, & Date, 2013).

Los registros del giroscopio se deben leer de la dirección “0x43” para obtener los valores del giroscopio de sus 3 ejes: GyX, GyY, GyZ (Ave et al., 2013).

Con esta información se puede conocer cada uno de los valores en los respectivos ejes del acelerómetro y giroscopio. Las variables de los ejes obtenidas permiten aplicar el algoritmo del filtro complementario para calcular el ángulo de inclinación del MPU. La Figura 51 muestra el

código para tomar cada uno de los registros, tomando en cuenta que cada eje x, y, z tiene una palabra de 16 bits. Cada eje se encuentra dividido en 2 registros de 8 bits, teniendo un total de 6 registros para el acelerómetro y 6 registros para el giroscopio. Por lo tanto para realizar la lectura del registro completo se utiliza la sentencia “Wire.requestFrom(MPU,6,true)”.

```
Wire.beginTransmission(MPU);
Wire.write(0x3B); //Pedir el regist
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU, 6, true); //F
AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //C
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
Wire.beginTransmission(MPU);
Wire.write(0x43);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU, 6, true); //F
```

Figura 51. Código para la captura de registros del acelerómetro y giroscopio

4.1.4 Lectura de señales análogas EMG

La tarjeta ESP32 será la encargada de leer las señales EMG por medio de sus entradas análogas. La lectura se realiza periódicamente del conversor análogo-digital y se genera la trama que será enviada vía bluetooth al PC. Los requerimientos de este proceso son los siguientes:

- Leer tres puertos análogos seleccionados.
- Digitalización de señales análogas con frecuencia de muestreo de $\geq 500\text{hz}$
- Conversión de binario a milivoltios.

Se realiza una lectura de los datos análogos de la tarjeta de acondicionamiento de las señales EMG desarrollada en el capítulo 3, los cuales ya han sido filtrados en la banda de frecuencia de

20 Hz a 250Hz. Tomando en cuenta esta frecuencia y cumpliendo con el criterio de Nyquist, se ha seleccionado para el muestreo la frecuencia de 500Hz.

4.1.5 Cálculo del filtro complementario

Una vez obtenido los valores de los 3 ejes del acelerómetro se procede a calcular el ángulo θ_{x_eje} mediante la función trigonométrica arctan $\theta_{eje_x} = \frac{A_{aceleracion_x}}{\sqrt{A_{acc_y}^2 + A_{acc_z}^2}}$. La Figura 52 muestra el código de las instrucciones que llaman a los registros del acelerómetro y a la implementación del algoritmo trigonométrico en el cual se realiza además la conversión de radianes a decimal.

```
Wire.beginTransaction(MPU);
Wire.write(0x3B); //Pedir el registro 0x3B - correspondiente al registro ACELEROMETRO
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU, 6, true); //toma los 6 registros del acelerometro
AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //toma registro AcX
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
//A partir de los valores del acelerometro, se calculan los angulos Y, X
//respectivamente, con la formula de la tangente.
Acc[1] = atan(-1*(AcX/A_R)/sqrt(pow((AcY/A_R),2) + pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;
```

Figura 52. Implementación del algoritmo trigonométrico para cálculo de aceleración

Para el cálculo del ángulo en el giroscopio se tomará el eje GyY correspondiente al eje PITCH, el cual es dividido por el factor 131 para obtener una sensibilidad de $-250^\circ/s$ a $+250^\circ/s$, realizando esta operación se puede tener el valor del ángulo en grados sobre segundo. Esta sensibilidad se puede aumentar variando los registros del MPU 6050. La Figura 53 muestra la programación en la cual se toma el registro del eje Y del giroscopio y se divide para su factor de escala G_R y obtener el valor de ángulo en grados.

```

Wire.beginTransaction(MPU);
Wire.write(0x43);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU, 6, true); //A partir del 0x43,
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read();
//Calculo del angulo del Giroscopio
Gy[1] = GyY/G_R;

```

Figura 53. Cálculo de ángulo en el eje Y del giroscopio

Una vez calculado el ángulo mediante el acelerómetro y el giroscopio se trabajó con el MPU 6050 como un IMU, esto se refiere a que combina las ventajas del acelerómetro y giroscopio para obtener el ángulo en el cual se encuentre el MPU 6050. La orientación que se tomó para el desplazamiento angular fue alrededor del eje “Y” denominado PITCH, dicho eje se tomó para representar la abducción del hombro.

El filtro complementario toma la ventaja del acelerómetro el cual no posee deriva (drift) en mediciones de largo plazo, por otro lado, se tomó la principal ventaja del giroscopio el cual no presenta ruido o movimiento del sensor en medidas de corto plazo. La expresión del filtro complementario se define en la ecuación (15)

$$\theta_{eje_y} = A (\theta_{ang_previo} + \theta_{giroscopio}) + B \theta_{aceleracion} \quad (15)$$

Donde:

θ_{eje_y} = Angulo de orientación alrededor del eje Y.

A= constante inicial de 0.98.

B= constante inicial de 0.02.

θ_{ang_previo} = Ángulo previo.

$\theta_{aceleracion}$ = Ángulo función del acelerómetro.

$\theta_{giroscopio}$ = Ángulo en función del giroscopio.

Tomando a consideración que los valores de A y B deben sumar estrictamente 1. El comportamiento de este filtro es un pasa bajo para la medición del acelerómetro y un pasa alto para la medición del giroscopio. La Figura 54 muestra el funcionamiento del filtro complementario así como también el funcionamiento independiente de las dos componentes del MPU: acelerómetro y giroscopio.

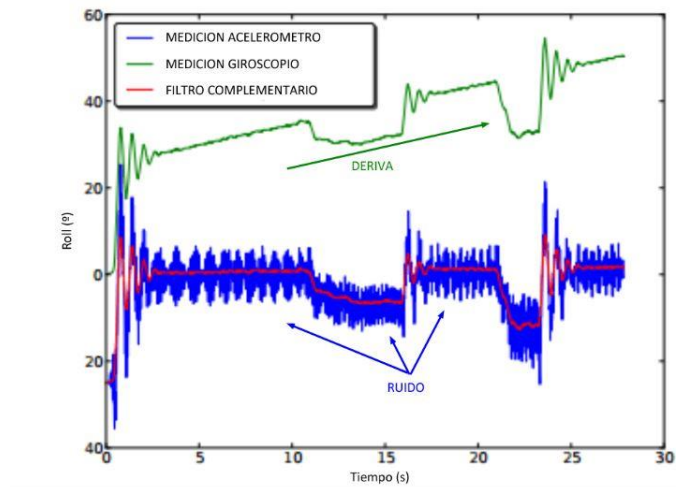


Figura 54. Filtro complementario

Fuente: (Llamas, s/f)

La Figura 55 muestra el cálculo del ángulo alrededor del eje PITCH utilizando la ecuación (15), dicha ecuación es la unión del cálculo del ángulo mediante el método del acelerómetro y el método del giroscopio.

$$\text{Angle}[1] = (0.975 * (\text{Angle}[1] + \text{Gy}[1] * \text{dt}) + 0.025 * \text{Acc}[1]);$$

Figura 55. Cálculo del filtro complementario

Donde:

- Angle[1]= Es el ángulo actual que mide el filtro complementario
- Gy[1]= Es el ángulo en el eje Y medido por el giroscopio

- Acc[1]= Es el ángulo en el eje Y medido por el acelerómetro.
- dt= Es el tiempo de ejecución que tarda el algoritmo del filtro complementario

4.1.6 Envío de datos mediante comunicación bluetooth

Para el envío de los datos de las señales EMG y del MPU se forma una trama compuesta por 18 bytes, de los cuales 4 corresponden al dato en punto flotante del ángulo θ y los otros 12 bytes a las señales EMG que también se encuentran en punto flotante, además terminan con una bandera de retorno de carro y salto de línea. Estos datos son convertidos a una cadena de caracteres tipo String. La Figura 56 muestra la estructura de la trama.

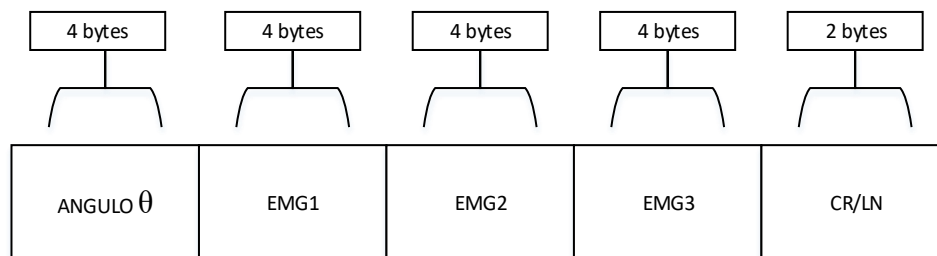


Figura 56. Trama del envío de datos

La programación para el envío de la trama al pc mediante bluetooth se lo realiza con el comando “SerialBT.println”. Este comando requiere que los datos estén en formato tipo “String”. Por lo tanto esta conversión se la realiza dentro de la misma instrucción como se muestra en la Figura 57.

```
SerialBT.println(String(teta)+","+String(emg1)+","+String(emg2)+","+String(emg3));
```

Figura 57. Envío de datos a través de comunicación bluetooth

4.2 Desarrollo de la aplicación para el pc

La aplicación para el PC se diseñó en MATLAB, esta aplicación tiene como función recibir los datos de la tarjeta de adquisición hacia el ordenador. Además la aplicación almacena los datos de los atletas en la base de datos de MySQL. También la aplicación permite visualizar en tiempo real las señales EMG y posición angular. La aplicación trabaja bajo tres opciones de funcionamiento: nuevo usuario, usuario antiguo e historial. Esta aplicación interactúa con la base de datos para almacenar los exámenes realizados por los atletas, así como también analizar cualquier examen almacenado mediante el perfil “Historial”.

Esta aplicación debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- Manejo de base de datos para almacenamiento de exámenes.
- Interfaz amigable con el usuario y sencilla de utilizar.
- Visualización de gráficas de posición angular y gráficas EMG.
- Conector OBCD 8.0 o superior versión.
- Instalación de MATLAB 2017 o una versión superior.
- Bluetooth incorporado en la PC o compatibilidad de módulo externo Bluetooth.
- MYSQL 8.0 o versiones superiores.

El flujograma de la Figura 58 muestra la estructura del software desarrollado para la aplicación.

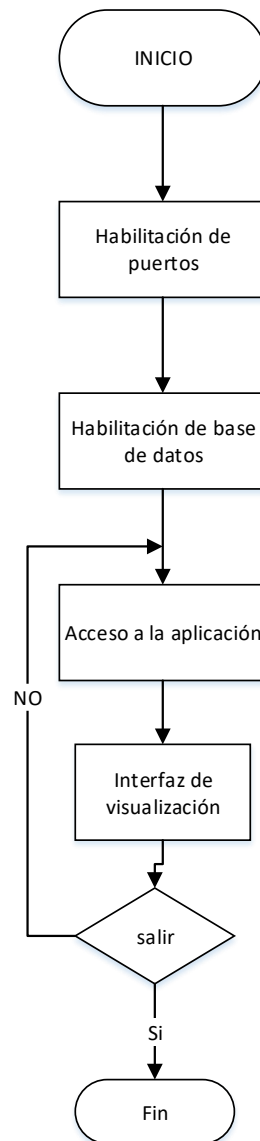


Figura 58. Diagrama de flujos de la interfaz desarrollada

4.2.1 Habilitación de puertos

La comunicación entre la tarjeta de adquisición de datos y el ordenador será a través de comunicación Bluetooth. Para habilitar el puerto Bluetooth en MATLAB se construye el objeto

Bluetooth mediante la sentencia “bt=Bluetooth(‘#nombre_elemento_bluetooth’, #canal)” en el cual se debe colocar el nombre del identificador interno del prototipo bluetooth y el canal al cual se conecta el prototipo. La recepción de datos se realiza utilizando el protocolo de comunicación que se estableció en la tarjeta de adquisición y que consta de 18bytes con sus últimos dos bytes compuestos por el retorno de carro y salto de línea.

La aplicación en el PC mediante la función “bt.Terminator='CR/LF'” detecta el fin de la trama y lee de cada trama los 18 bytes. La Figura 59 muestra la programación para habilitar el objeto bluetooth.

```
delete(instrfind({''}, {'btspp://30AEA422A856'}));
bt=Bluetooth('btspp://30AEA422A856',1)
bt.Terminator='CR/LF';
disp(get(bt, 'Name'));
fopen(bt);
```

Figura 59. Habilitación del puerto Bluetooth

4.2.2 Manejo de la base de datos

Para el almacenamiento de la información se utiliza la base de datos MYSQL la cual permitirá almacenar la información de los exámenes realizados a los atletas. El medio por el cual se comunican MYSQL y MATLAB es a través del driver ODBC. El driver ODBC es un conector estándar de Microsoft Windows el cual ya se encuentra instalado por defecto y además presenta las siguientes ventajas:

- Alto desempeño para importar o exportar datos
- Memoria intensiva para exportar datos o importar datos

La Figura 60 muestra la arquitectura de la base de datos utilizada denominada “atletas”. La estructura de la base de datos es una arquitectura heredera, la cual posee las tablas “persona” y “examen”. Las tablas generadas se encuentran en una relación uno a muchos, ya que una persona puede tener varios exámenes, y a cada examen le corresponde una única persona. La clave foránea que permite unir estas dos tablas se encuentra en la tabla “exámenes” correspondientes a la columna “idpersona”.

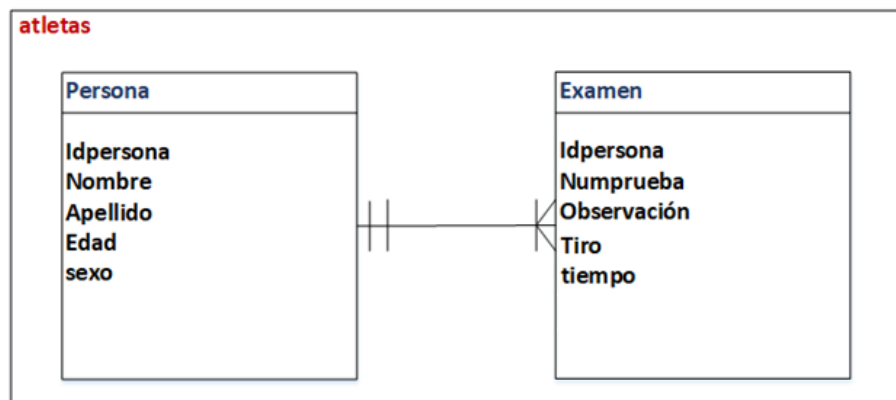


Figura 60. Estructura de la base de datos relación uno a muchos

4.2.3 Interfaz de visualización

A la aplicación para el PC se accede de dos formas: como usuario antiguo o usuario nuevo para realizar un examen. El acceso a la aplicación como usuario nuevo permite almacenar los datos personales del usuario para realizar un examen. El acceso como usuario antiguo permite realizar la búsqueda de un usuario ya creado anteriormente para poder realizar un nuevo examen.

La Figura 61 muestra el diagrama de bloques del funcionamiento de la aplicación desarrollada en el presente proyecto.

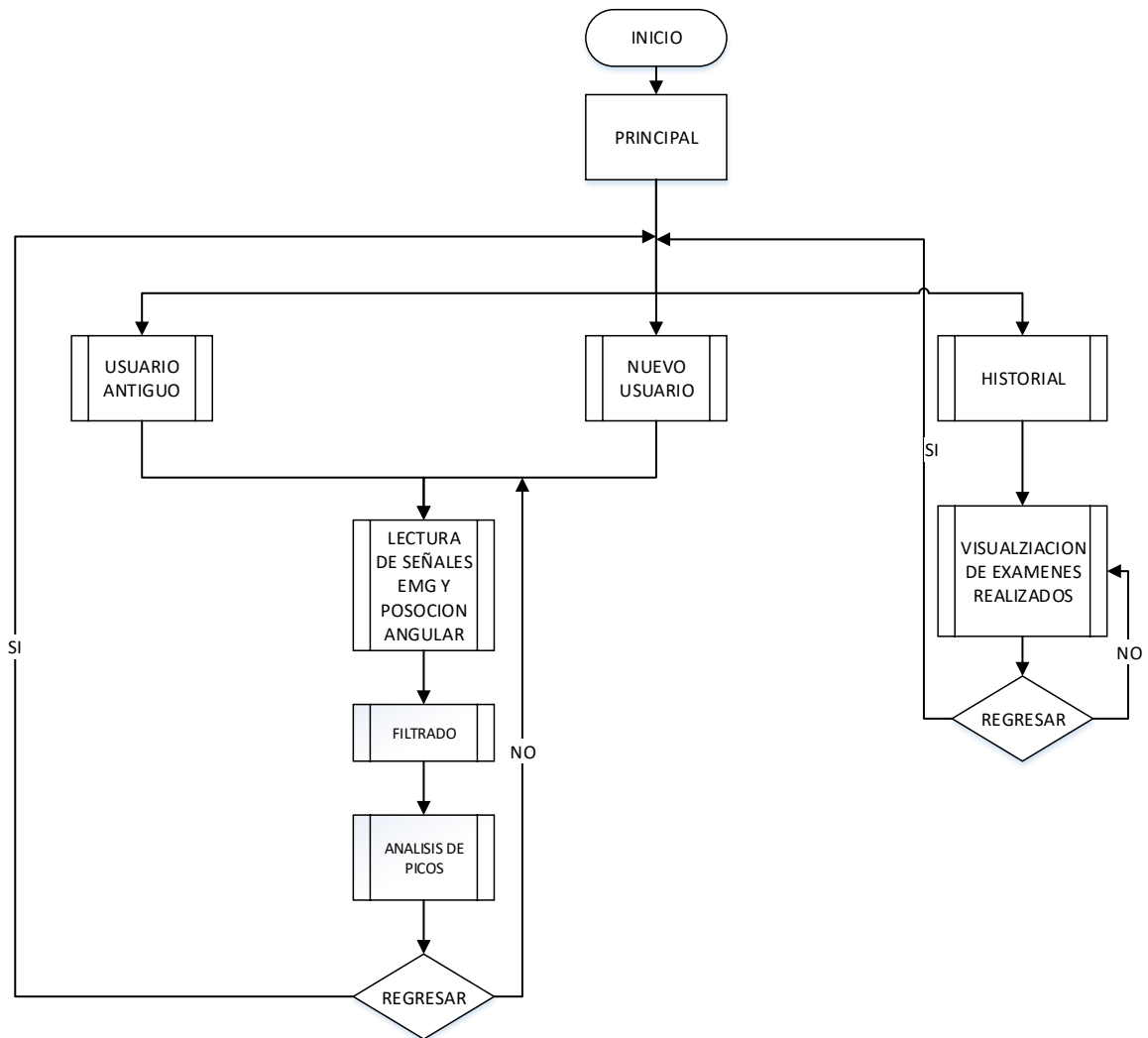


Figura 61. Diagrama de bloques de la aplicación del prototipo desarrollado en GUIDE

4.2.3.1 Pantalla de presentación

La aplicación brinda una presentación en la cual describe la información general de proyecto y permite realizar el ingreso mediante el botón “INGRESAR”, como se muestra en la Figura 62



TEMA
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MEDIR FUERZA Y ÁNGULO EJERCIDOS EN LOS MÚSCULOS DELTOIDES POR ATLETAS DE TIRO OLÍMPICO

AUTOR
Marlon Hernandez

Director
Ing. Flavio Pineda M.Sc.

INGRESAR

Figura 62. Pantalla principal de la interfaz

4.2.3.2 Pantalla de acceso

La aplicación permite ingresar a las diferentes pantallas que esta posee las cuales son: historial, nuevo usuario y antiguo usuario. La Figura 63 muestra las pantallas de ingreso que han sido desarrolladas en la aplicación.

Opciones

Nuevo Usuario
 Usuario antiguo
 Historial

Nuevo Usuario

Nombre Edad
Apellido Sexo

INGRESAR

Figura A

Opciones

Nuevo Usuario
 Usuario antiguo
 Historial

Usuario antiguo

CONSULTAR

ID	NOMBRE	APELLIDO	EDAD	GENERO

Figura B

Historial

ID consulta CONSULTAR

ID	Sesion	Observaciones	Angulo	Fuerza	Tiro	Tiempo
1						
2						
3						
4						

ID: Apellido: Sesion: Tiro:

HISTORIAL

REGRESAR

Figura C

Figura 63. A) Nuevo usuario, B) usuario antiguo e C) historial.

Las opciones de acceso brindan diferentes servicios acorde a la opción que haya sido seleccionada. Dichas opciones son descritas a continuación:

- **Nuevo usuario:** Se ingresan los datos personales del usuario los cuales son: nombre, apellido, edad, género e identificación persona. La información personal del atleta será almacenada dentro de la base de datos “atletas” de la tabla “personas”. Paso siguiente al ingreso del nuevo atleta se puede realizar un nuevo examen al atleta.
- **Usuario antiguo:** los atletas registrados anteriormente podrán ser buscados en la base de datos “atletas” de la tabla “persona”, por medio del identificador “idpersona”. Posterior a esta búsqueda se puede realizar un nuevo examen al atleta.
- **Historial:** Permite realizar una búsqueda de los exámenes almacenados. Además esta opción realiza las gráficas del comportamiento angular y también la gráfica de las tres señales EMG de los músculos deltoides.

4.2.3.3 Lectura de señales angulares y EMG

La aplicación permite realizar la gráfica de las señales angulares y EMG en tiempo real. De igual manera la aplicación podrá almacenar en la base de datos el examen realizado. A continuación, al ingresar a cualquiera de las dos Accesos de funcionamiento como son: antiguo usuario o nuevo usuario, se podrá visualizar la interfaz para la captación de señales angulares y EMG. Las gráficas de las señales se realizaran mediante la función “line”, la cual agrega la línea a los ejes actuales sin eliminar otros objetos gráficos, esto ayuda a no perder muestras mientras se realiza las gráficas de las señales EMG y posición angular.

La Figura 64 muestra la interfaz para graficar las señales en tiempo real, en la cual se podrá almacenar en la base de datos: las señales captadas, número de tiro, sesión de tiro y tiempo de tiro.

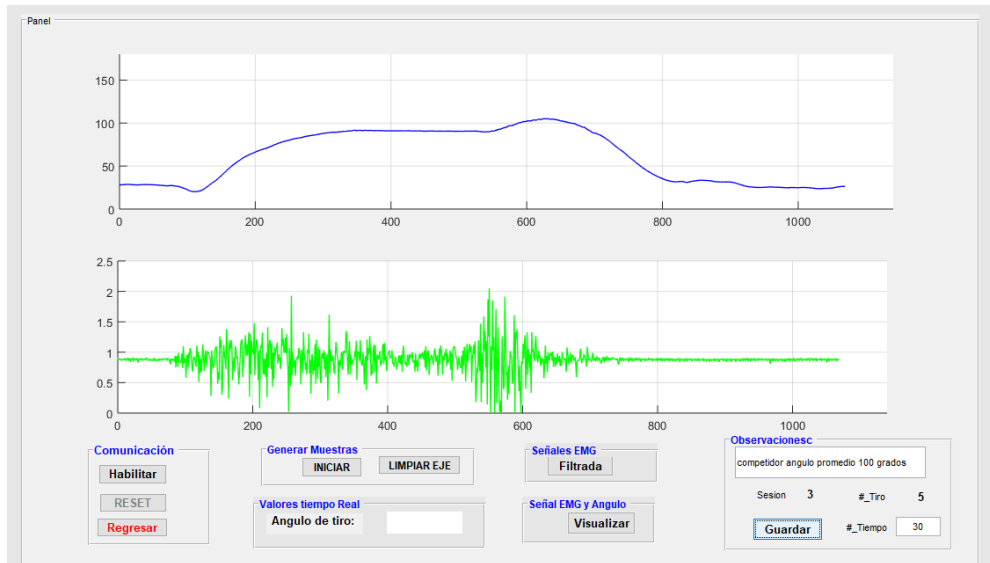


Figura 64. Pantalla gráfica de señales EMG y posición angular

Las señales adquiridas en este punto son las señales angulares y EMG de los músculos deltoides: lateral, anterior y posterior. La aplicación desarrollada inicialmente solo permite visualizar la señal del deltoide lateral y posición angular. Como se muestra en la Figura 65 se observa que la señal EMG aún posee la componente de DC y presenta ruido debido a los aparatos que se encuentren en el ambiente. El análisis de estas señales EMG serán realizadas más adelante enfocándose: en sus picos, el filtrado de su componente en DC y filtrado de artefactos.

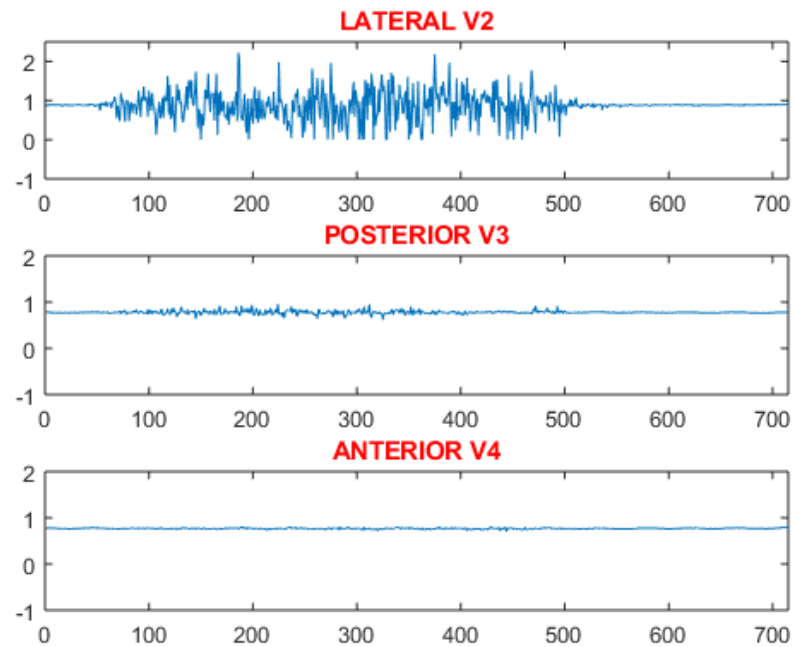


Figura 65. Músculos deltoides lateral, posterior y anterior sin filtrar

A su vez la Figura 66 muestra la posición angular que realiza el tirador durante la ejecución del tiro. Esta gráfica se analizará más adelante para encontrar el ángulo de tiro promedio.

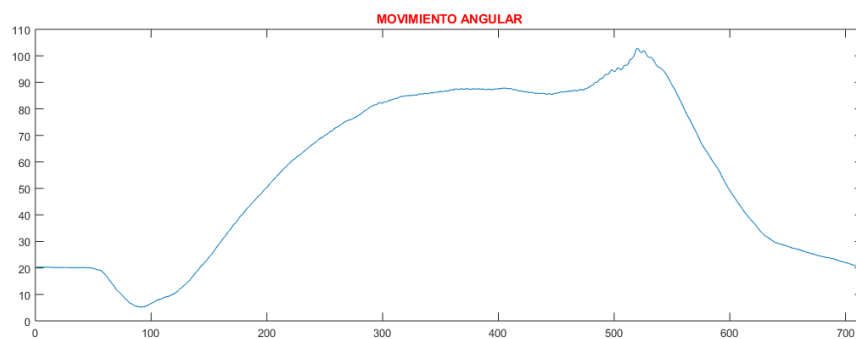


Figura 66. Movimiento angular durante el tiro

4.2.3.4 Filtrado de la señal

La aplicación en esta etapa filtrará la componente DC y la presencia de artefactos. Como ya se describió anteriormente, el filtro físico pasabanda que se encuentra implementado en la tarjeta de acondicionamiento de la señal EMG, ha sido realizado en la banda de 20 Hz a 250 Hz. En la tarjeta de acondicionamiento ya diseñada de las señales EMG, se identificó que existen componentes de ruido que alteran la señal en la frecuencia de 250Hz. Un análisis de las señales EMG mediante prueba y error identifico que la concentración más importante de la señal EMG se encuentra en la banda de los 20Hz a 100Hz. Por lo tanto se diseñó un filtro digital en dicha frecuencia mencionada como soporte para el filtro analógico.

Con la ayuda del software del MATLAB y su aplicación “filter designer” se diseñó el filtro Butterworth en la banda de frecuencia de 20 Hz a 100Hz como se muestra en la Figura 67 .

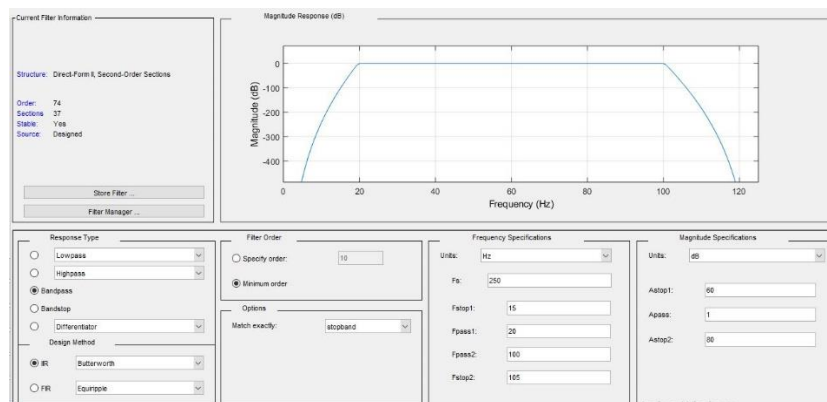


Figura 67. Diseño del filtro digital Butterworth en la banda de 20Hz a 100Hz

Una vez desarrollado el filtro pasa banda se puede exportar el filtro diseñado en forma de función para ser llamado en cualquier momento en el programa, el cual es utilizado cuando se ingrese a la pantalla “historial”. La Figura 68 muestra el antes y después de aplicar el filtro digital,

obteniendo así una señal EMG más uniforme, eliminación de la componente de DC, y disminuir el ruido por la presencia de aparatos o movimientos inadecuados por el movimiento del cable de los electrodos.

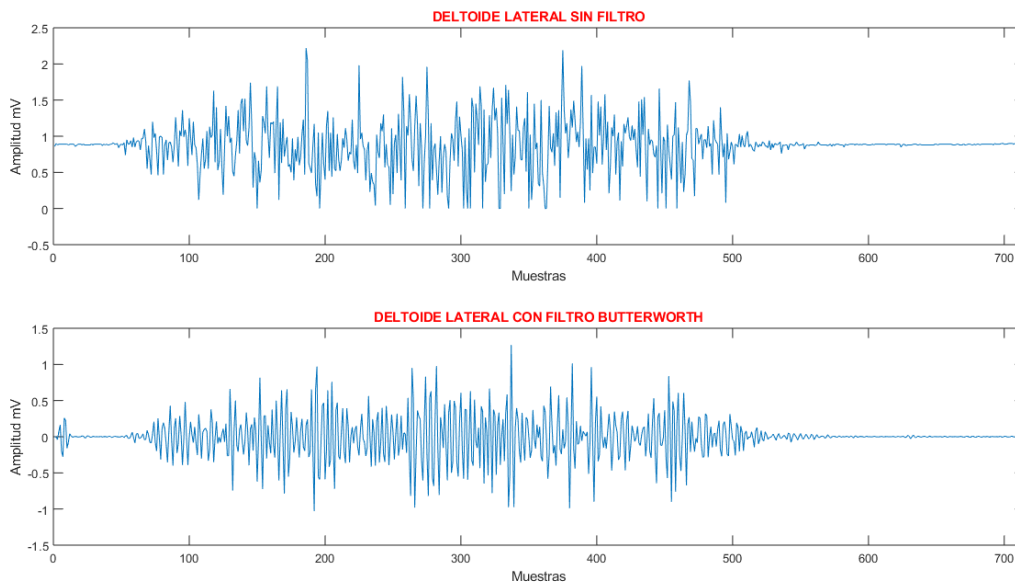


Figura 68. Aplicación del filtro digital en señal EMG deltoide lateral a) sin filtrar , b) con filtro

4.2.3.5 Análisis de picos

La herramienta MATLAB dispone de funciones que permiten realizar diferentes análisis gráficos, para el análisis de picos se trabajará inicialmente con la función “findpeaks” la cual permite encontrar los picos máximos en una gráfica con el fin de determinar el cambio de magnitud de la señal EMG, la Figura 69 muestra el análisis de la señal EMG del deltoide lateral cuando se aplica esta función, donde se pretende analizar el valor RMS de la señal bioeléctrica del deltoide lateral.

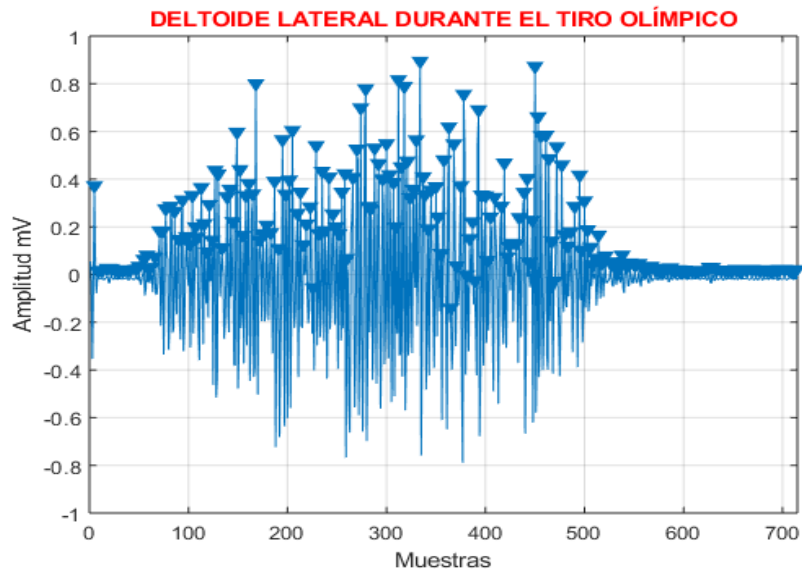


Figura 69. Análisis de picos de la señal EMG deltoide lateral

Como se muestra en la Figura 69 los picos cuando el músculo no se encuentra realizando una acción muscular deben ser descartados, por lo tanto mediante la función “MinPeakProminence” se puede seleccionar la zona en la cual el músculo entra en acción ya que esta función permite determinar la zona de mayor amplitud de la gráfica, evitando así tomar mediciones cuando el músculo se encuentre en reposo, la Figura 70 muestra el análisis final de la señal EMG.

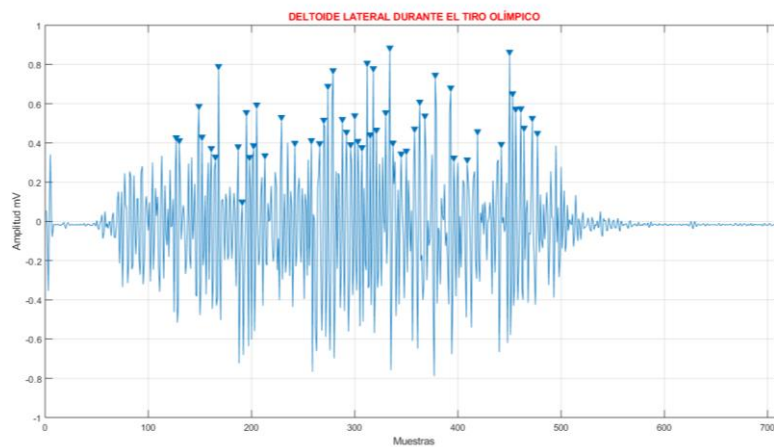


Figura 70. Análisis de picos máximos en el músculo deltoide lateral

Para determinar el valor RMS de la señal EMG, se trabajó con la envolvente de cada señal EMG. Una vez ya determinada la zona de acción muscular se creó un vector donde se almacenará este valor con su respectiva envolvente para obtener su valor RMS mediante la función de MATLAB “rms”, la Figura 71 muestra la señal envolvente y la zona de acción que se registrará para determinar su valor RMS.

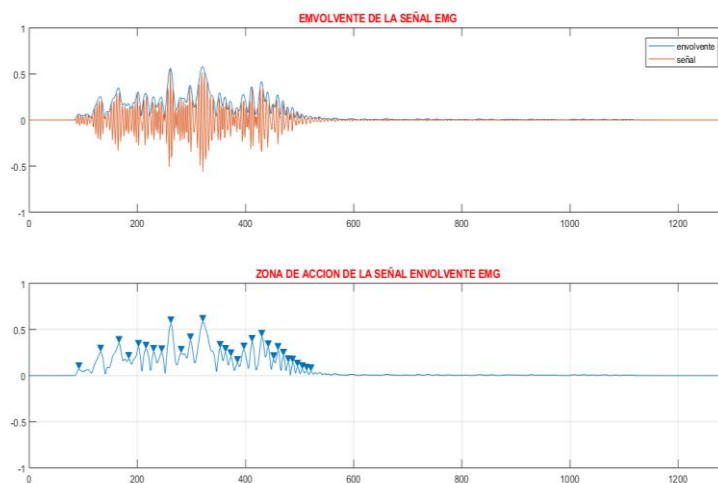


Figura 71. Envolvente de la señal EMG y su zona de acción

Este análisis realizado a la señal EMG del deltoide lateral posee una etapa física de filtrado así como también un filtrado digital, además se ha realizado un análisis: de picos máximos, zona de activación muscular, envolvente de la señal y valor RMS de la señal, logrando así conocer la amplitud bioeléctrica del músculo cuando este se encuentra realizando el tiro olímpico. Este análisis se ha realizado para las otras dos señales EMG provenientes de los músculos deltoides: anterior y posterior.

4.2.3.6 Análisis de señales angulares

La aplicación permite conocer el ángulo de tiro promedio que posee el atleta. Para las señales de posición angular se debe tener en cuenta que el ángulo inicial de tiro es $\geq 45^\circ$. El atleta posee un ángulo inicial de tiro puesto que recae su armamento sobre la base de tiro como se muestra en la Figura 72. Para el análisis del ángulo promedio se validó que el ángulo realizado en la etapa de tiro comprenda valores entre $85^\circ \leq \theta \leq 95^\circ$ puesto que en estos ángulos el atleta realiza el tiro hacia el blanco.



Figura 72. Posición inicial del sensor MPU 6050

Con respecto al análisis de desplazamiento angular se trabaja con el eje PITCH del acelerómetro y se utilizó el filtro complementario para determinar el ángulo que posee el MPU 6050 que se encuentra colocado en el brazo a nivel del bíceps braquial del atleta. Bajo estas consideraciones se procede a tomar los resultados de la ejecución del tiro en el capítulo V.

4.2.4 Pantalla historial

La aplicación en esta pantalla proporciona la información que ha sido almacenada cuando el atleta realizó su examen. Esta pantalla permite realizar la búsqueda de cualquier examen tomado a los atletas por medio de la base de datos. La Figura 73 muestra la ventana historial en la cual para realizar una búsqueda se debe ingresar el ID del atleta, así como también la sesión y el tiro que se requiera consultar.

The screenshot shows a web application window titled "Historial". At the top, there is a search section with the label "ID consulta" and a text input field containing the number "22". To the right of the input field is a blue button labeled "Consultar". Below the search section is a table with the following data:

	ID	Sesion	Observaciones	Tiro	Tiem...
1	22	1 prueba		1	337
2	22	1 prueba 2		2	338
3	22	1 prueba 2		3	338
4	22	1 prueba 3		4	339
5	22	1 prueba 4		5	340
6	22	1 prueba 5		6	341

Below the table, there is a search form with the following fields and buttons:

- Apellido:
- Sesion:
- Tiro:
- Historial (blue button)
- Regresar (red button)

Figura 73. Búsqueda del examen en la ventana Historial

En la cual se podrá visualizar las tres señales electromiografías de los músculos deltoides, así como también la señal angular que se generó mientras el atleta realizaba el tiro olímpico. Además la pantalla historial muestra el valor de las amplitudes bio-electricas y el ángulo promedio del tiro realizado por el atleta. La Figura 74 muestra la interfaz de la pantalla Historial.

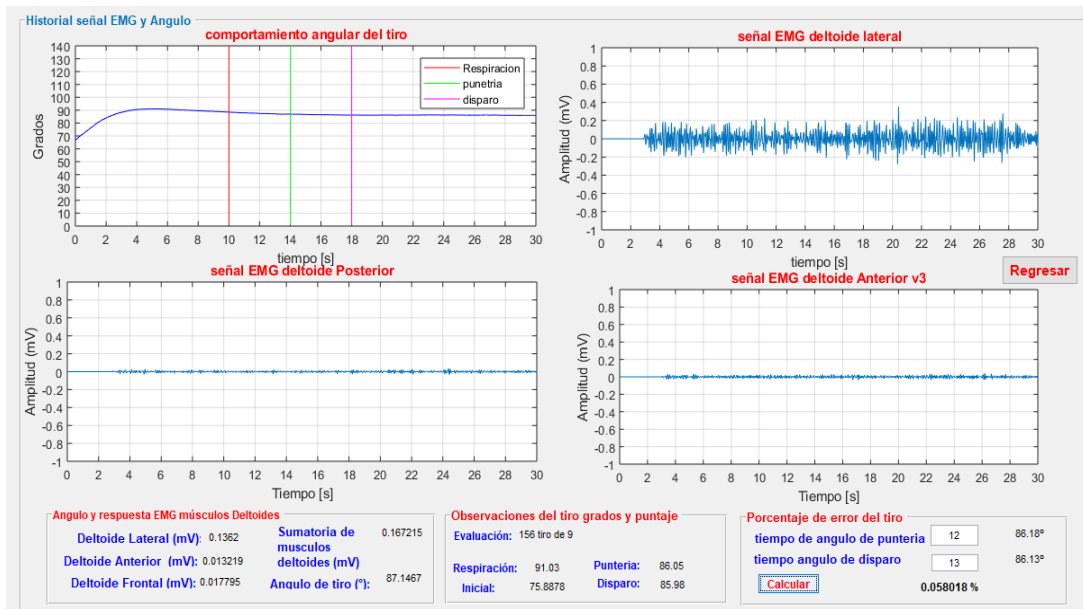


Figura 74. Pantalla Historial del examen realizado al atleta

Para volver a la pantalla historial y realizar una nueva búsqueda de examen, el atleta debe presionar el botón “REGRESAR”. Si el atleta desea realizar un nuevo examen debe presionar desde la ventana historial mostrada en la Figura 73 el botón “REGRESAR” para volver a validarse como usuario registrado.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS.

En este capítulo se detalla las pruebas del prototipo de electromiografía y medición angular. Estas pruebas se han orientado a la determinación de las características del prototipo como la autonomía, la calidad de la señal expresada en la relación señal-ruido y precisión en el ángulo durante toda la trayectoria del tiro.

5.1 Pruebas de autonomía

El sistema de alimentación del prototipo está compuesto por 3 baterías, dos de las cuales son baterías de 9v con una capacidad de 565mAh para la alimentación de la etapa de acondicionamiento de las señales EMG, la otra batería es una batería tipo lipo de 3.7v con una capacidad de 900mAh la cual alimenta a la tarjeta ESP32. Para esta prueba de autonomía se ha montado el escenario que se muestra en la Figura 75.

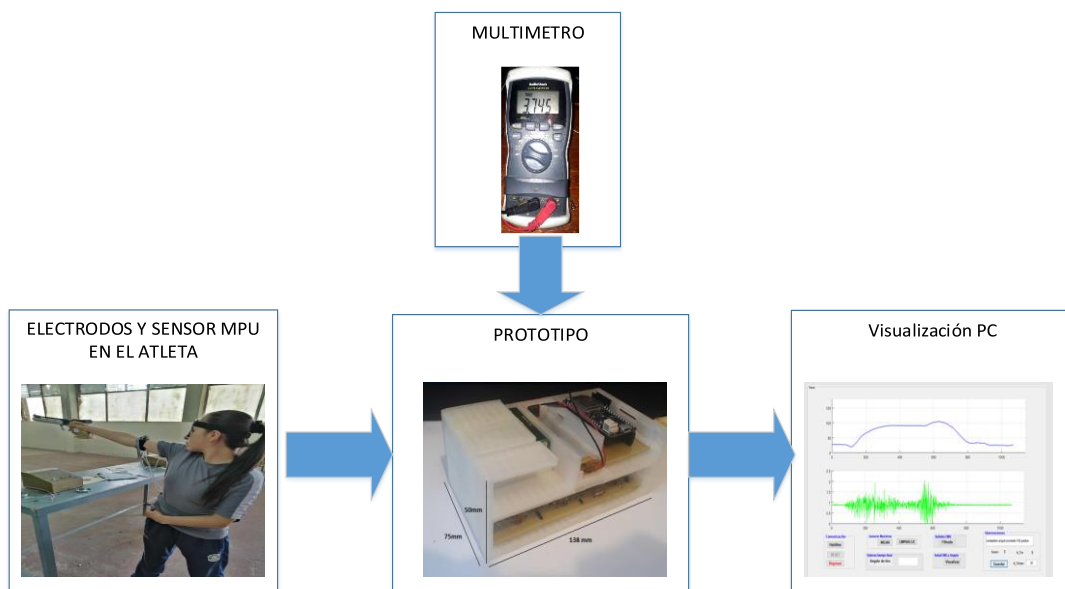


Figura 75. Escenario 1: Autonomía del prototipo

Los componentes utilizados en la implementación del prototipo tienen los siguientes consumos de corriente teórica cuando están en funcionamiento:

- Amplificadores operacionales TL084 con un consumo de corriente de 2.8mA.
- Amplificador de instrumentación AD 620 con un consumo de corriente de 1.6mA
- Tarjeta ESP-32 con un consumo de corriente de 150mA.
- MPU 6050 con un consumo de corriente de 3.9mA.

Por lo tanto, el prototipo tiene un consumo total de corriente teórico de 170mAh. La Tabla 16 muestra el consumo teórico de corriente de los componentes analógicos del prototipo.

Tabla 16

Consumo teórico de corriente de los componentes analógicos

Componentes	Corriente
TL084 operacionales polarizados=4	11,2 mA
AD620 amplificadores polarizados =3	4,8 mA
Consumo total de corriente	16 mA

El consumo total de corriente de los componentes analógicos es de 16 mA, esta corriente es abastecida por las baterías de 9v, las mismas que tienen 569mAh. Por lo que la autonomía de estas baterías está dada en 29 horas considerando que estas no se descargan completamente manteniendo una carga residual de 100mAh.

Tabla 17*Consumo teórico de corriente de los componentes digitales*

Componentes	Corriente
ESP 32	150 mA
MPU 6050	3,9 mA
Consumo total de corriente	153,9 mA

La Tabla 17 muestra que el consumo total de corriente de los componentes digitales es de 153.9 mA, esta corriente es abastecida por la batería tipo lipo de 3.7v, las mismas que tienen 900mAh. Por lo que la autonomía teórica de estas baterías está dada en 5.2 horas considerando que estas no se descargan completamente manteniendo una carga residual de 100mAh.

Para el escenario de prueba uno se cargó la batería tipo lipo a su máxima capacidad la cual es 3.89v para la tarjeta de adquisición de datos y se colocó dos baterías alcalinas nuevas de 9v para la placa PCB del acondicionamiento de la señal EMG. El prototipo se mantuvo funcionando por un tiempo determinado con los rangos de voltajes adecuados sin que se presente ninguna interrupción en la captación y visualización de señales. La Figura 76 muestra el escenario uno con la carga de las baterías en su máximo voltaje

**Figura 76.** Comprobación de la carga máxima de la batería

Cada dos horas se fue verificando que el nivel de voltaje alimente al prototipo adecuadamente y verifican que las señales captadas y la comunicación bluetooth no presente problemas en la visualización del PC.

Bajo estas condiciones a las 9 horas y 30 minutos de iniciada la prueba, el voltaje de la batería lipo se redujo a 3.4v provocando así un mal funcionamiento del prototipo, los cuales son: perdida de comunicación Bluetooth, lecturas erróneas del MPU 6050 y disminución de nivel de offset. La Figura 77 muestra la caída de voltaje en el tiempo límite de ejecución



Figura 77. Comprobación de la carga mínima de la batería lipo

Para determinar la autonomía del prototipo se analizó cuál de las dos baterías tiene un mayor consumo de corriente. Siendo así la batería tipo lipo la cual determinará el tiempo de autonomía del prototipo. Por lo tanto una vez alcanzada las 9 horas de funcionamiento se debe volver a cargar el prototipo para proteger la batería lipo. Evitando que la batería se descargue completamente, con la finalidad de proteger sus celda de carga.

5.2 Pruebas de calidad de las señales EMG

Las pruebas de calidad de las señales EMG permiten verificar la presencia de ruido en la señal y determinar la relación Señal a Ruido. Para este experimento se ha realizado dos análisis, un análisis con la señal proveniente de la tarjeta de acondicionamiento sin ningún procesamiento digital y otro análisis con las señales obtenidas de la interfaz una vez que se aplicaron aplicado los filtros digitales. El escenario implementado para estas pruebas muestra la relación señal ruido que existe en la placa PCB y en la interfaz desarrollada. La Figura 78 describe el escenario implementado.

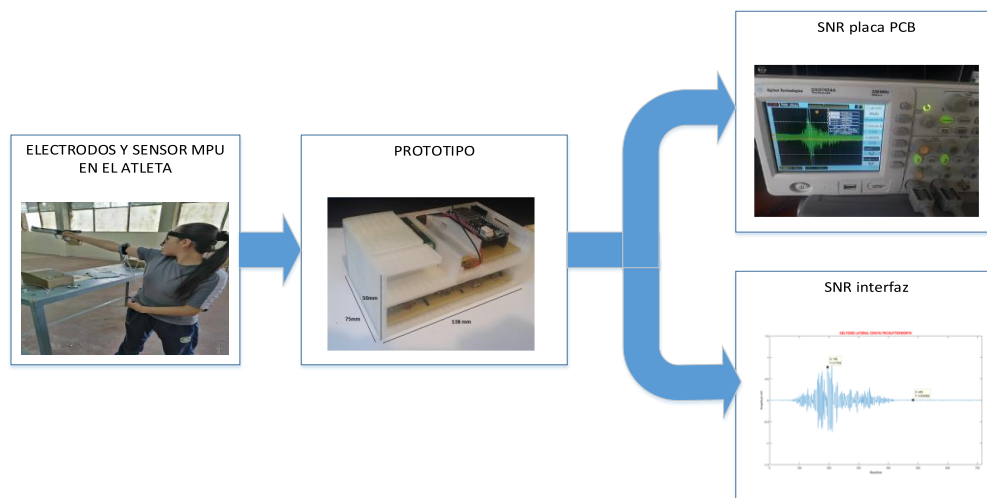


Figura 78. Escenario 2: medición de la relación señal ruido

El primer experimento se realizó mediante la lectura de las 3 señales EMG de los músculos deltoides. Para esta prueba se solicitó al atleta que realice una contracción débil y fuerte en estos músculos. Las señales EMG fueron adquiridas en el osciloscopio a través de la tarjeta de acondicionamiento sin que pase por la tarjeta de adquisición de datos. En el osciloscopio se visualizaron los tres canales de entrada, cada uno de ellos con una señal EMG. La Figura 79

muestra las contracciones de los músculos deltoides en una posición de elevación lateral en el osciloscopio.



Figura 79. Lectura de las señales de músculos deltoides 1) anterior, 2) lateral y 3) posterior

Para contrastar la calidad de la señal obtenida mediante la tarjeta de adquisición ESP32 con la señal del osciloscopio, se ha procedido a visualizar las tres señales correspondientes a los tres músculos mediante la interfaz digital desarrollada. La Figura 80 representa la lectura de las contracciones de los músculos deltoides visualizadas en la interfaz gráfica desarrollada.

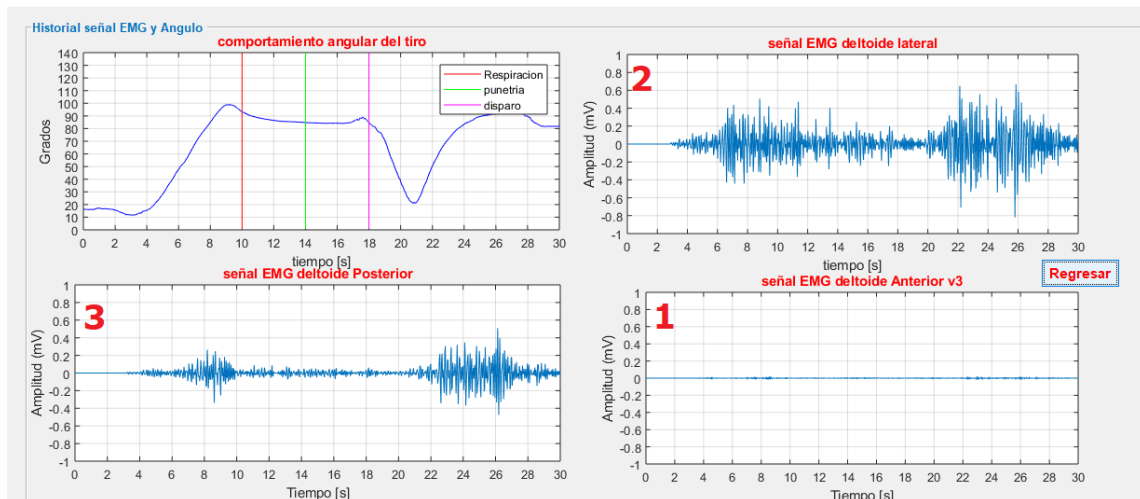


Figura 80. Interfaz de la aplicación 1) deltoide anterior, 2) deltoide lateral y 3) deltoide posterior

Es importante anotar la razón por la cual el músculo deltoide anterior posee una mínima amplitud. Dado que, el tiro olímpico exige que el tirador adquiera una postura perfilada como se puede apreciar en la Figura 81 . Tener una postura perfilada produce que el deltoide anterior no realice un gran trabajo, por ende su amplitud bioeléctrica no presenta un gran aporte en el desarrollo de este tiro como se logró apreciar en la Figura 79.

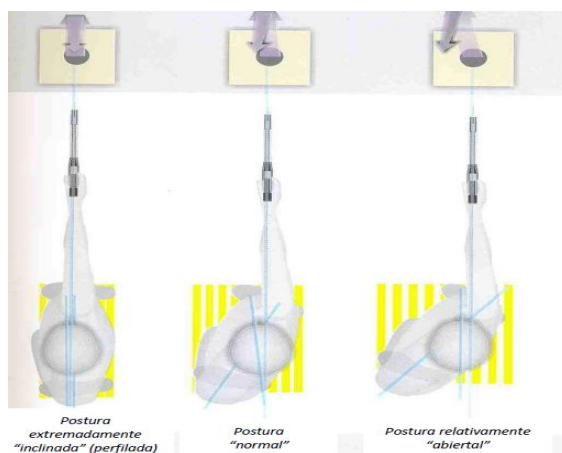


Figura 81. Tipo de postura en la ejecución del tiro olímpico con pistola de aire
Fuente: (Heinz, 2011)

Una vez realizado el experimento se midió la relación señal a ruido (SNR) de la señal proveniente de la tarjeta de acondicionamiento que se visualiza en el osciloscopio. Para el análisis SNR se tomó la amplitud de la señal EMG del deltoide lateral como muestra la Figura 82. Por otro lado se tomó la amplitud del ruido de la señal EMG del deltoide lateral como se muestra en la Figura 83.



Figura 82. Amplitud músculo deltoide lateral



Figura 83. Amplitud de ruido músculo deltoide lateral

La amplitud de la señal se encuentra en $\Delta y = 456mV$ y la amplitud del ruido se encuentra en $\Delta y = 68mV$ aplicando la relación de señal ruido se tiene

$$SNR = \frac{\text{Señal de estudio}}{\text{ruido}} = \frac{456mV}{68mV} = 6.705$$

Llevando el valor a dB se obtiene

$$SNR (dB) = 20 \log(SNR) = 16.5dB$$

En este experimento también se midió la relación señal-ruido obtenida en la interface gráfica. Para lo cual se solicitó al atleta que realice una contracción fuerte en sus músculos deltoides con

el fin de analizar la relación señal-ruido que existe en la interfaz. La Figura 84 muestra la relación señal-ruido que posee la aplicación.

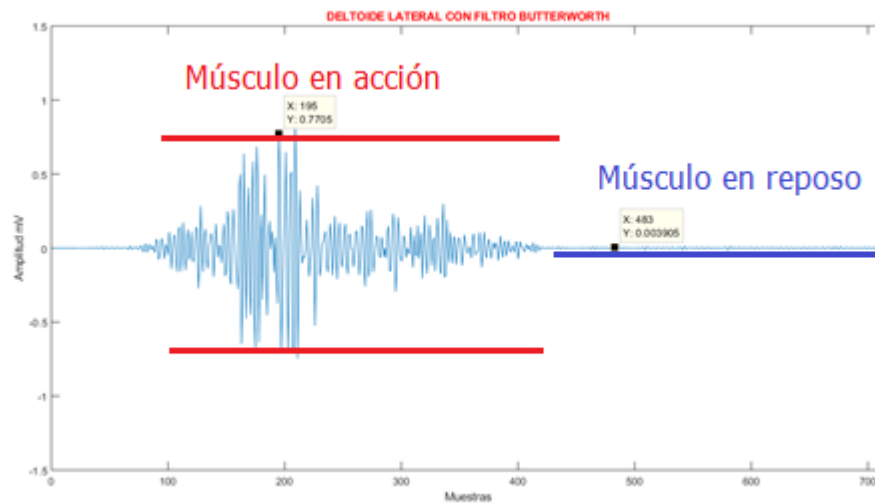


Figura 84. Análisis de la relación señal-ruido de la interfaz

La amplitud de la señal se encuentra en $\Delta y = 770.5mV$ y la amplitud del ruido se encuentra en $\Delta y = 3.905mV$ aplicando la relación de señal ruido se tiene:

$$SNR = \frac{\text{Señal de estudio}}{\text{ruido_señal}} = \frac{770.5mV}{3.905mV} = 197.3$$

Llevando el valor a dB se obtiene

$$SNR (dB) = 20 \log(SNR) = 45.9 dB$$

5.3 Pruebas de movimiento angular

Las pruebas para la validación del desplazamiento angular del MPU- 6050 se realizó con la ayuda del robot manipulador “KUKA-KR3”. El escenario de prueba se muestra en la Figura 85.

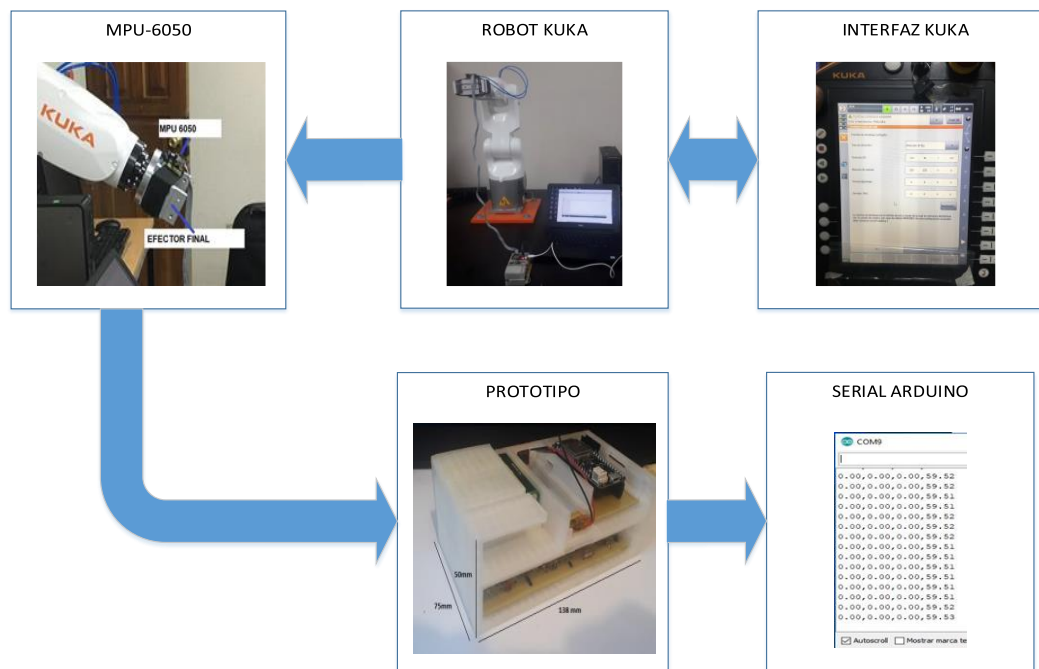


Figura 85. Escenario de prueba 3: validación de ángulos

El robot KUKA-K3 trabaja en el modo T1, el cual es un modo de manejo de baja velocidad con asistencia (hombre muerto). El modo T1 permite mover las articulaciones del brazo robótico colocándolo en cualquier ángulo deseado mientras la mecánica del robot lo permita.

El robot “KUKA-KR3” posee 6 articulaciones, por lo tanto se trabajó con la articulación A3 como se muestra en la Figura 86. Esta articulación permite simular la abducción del hombro mientras el atleta se encuentre realizando el tiro. El sensor MPU6050 se colocó en el efector final del robot manipulador y mediante el ingreso de coordenadas en el robot KUKA-KR3 se colocaron los ángulos de prueba.

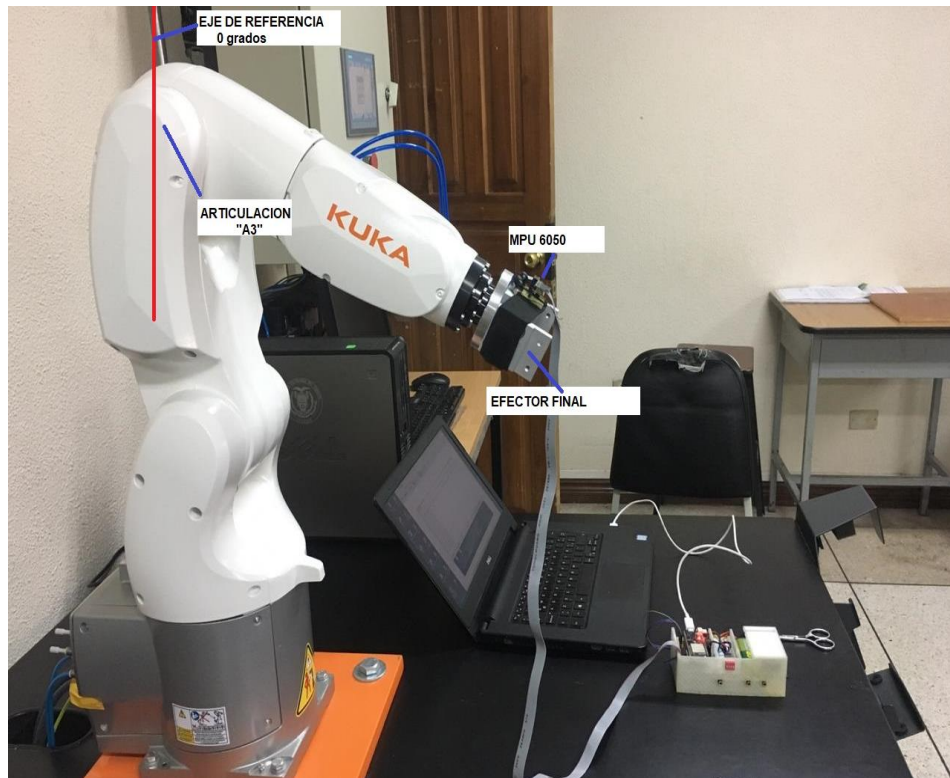


Figura 86. Validación del prototipo en su movimiento angular en el robot KUKA KR3

Se introdujeron los siguientes ángulos: 110, 90, 45 y 60, esto se realizó con el fin de conocer el error de medición entre el sensor MPU 6050 y el ángulo que se introdujo por código en el robot manipulador. Se tomó el robot KUKA-KR3 ya que este posee una precisión de 0.005 grados brindando la seguridad de una correcta medición.

La articulación A3 tiene su eje de referencia en su posición vertical. Dicha articulación mide el ángulo complementario al ángulo que se desea colocar, siendo este ángulo complementario el que se requiere para hacer la validación del prototipo. Por lo tanto si se coloca 120 grados su ángulo complementario será de 60 grados en la articulación A3 y se compara con la lectura serial del módulo MPU 6050 como se muestra en la Figura 87.

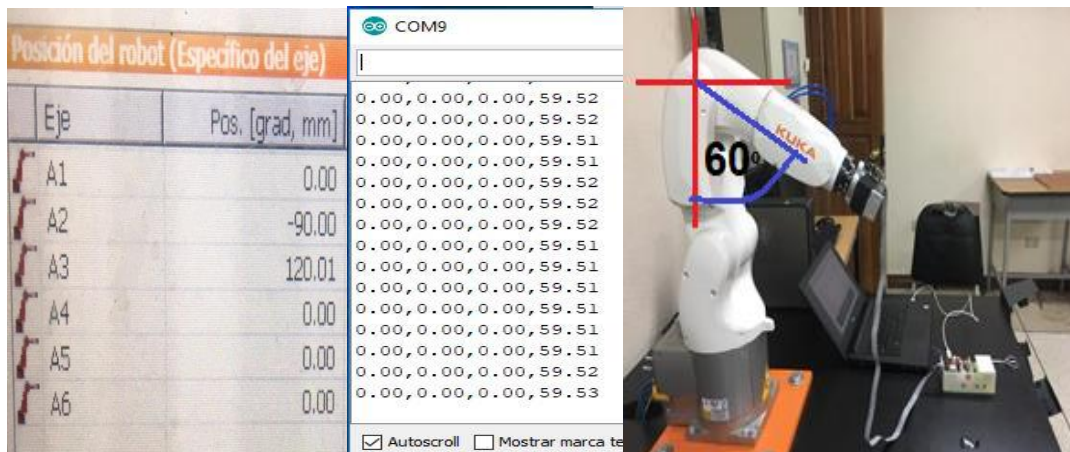


Figura 87. Validación de 60 grados, a) robot KUKA, B) MPU6050, c) posición del robot

En la Figura 88 se introdujo en la articulación A3 del robot manipulador el ángulo de 70 grados el cual es el ángulo complementario de 110 grados.

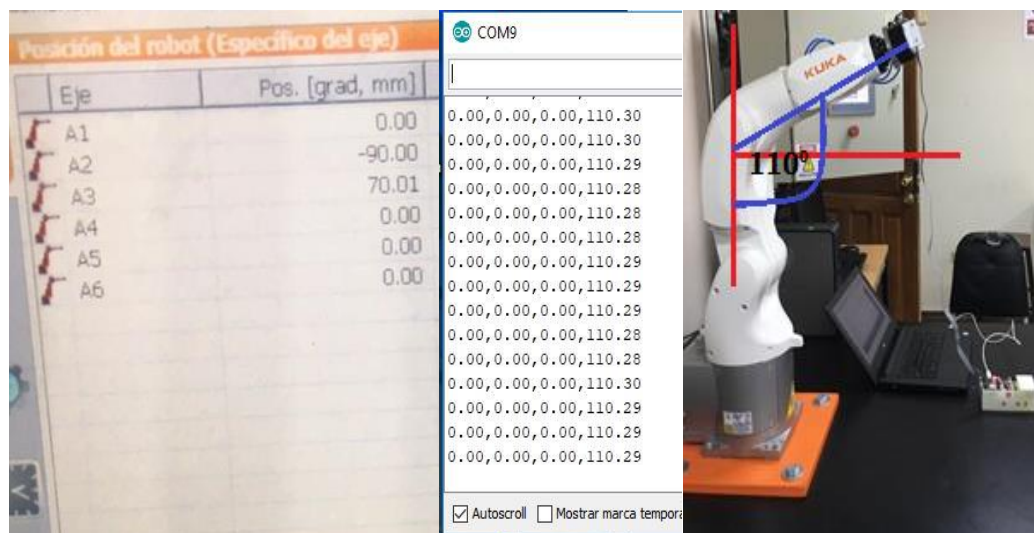


Figura 88. Validación de 110 grados, a) robot KUKA, b) MPU6050, c) posición del robot

En la Figura 89 se introdujo en la articulación A3 del robot manipulador el ángulo de 90 grados el cual es el ángulo complementario de 90 grados.

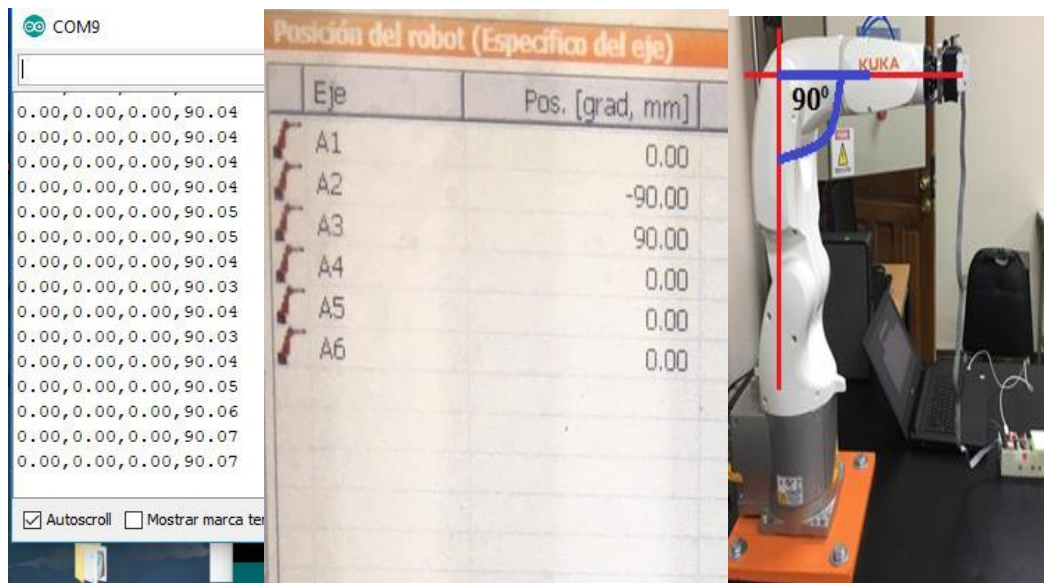


Figura 89. Validación de 90 grados, a) robot KUKA, b) MPU6050, c) posición del robot

En la Figura 90 se introdujo en la articulación A3 del robot manipulador el ángulo de 135 grados el cual es el ángulo complementario de 45 grados.

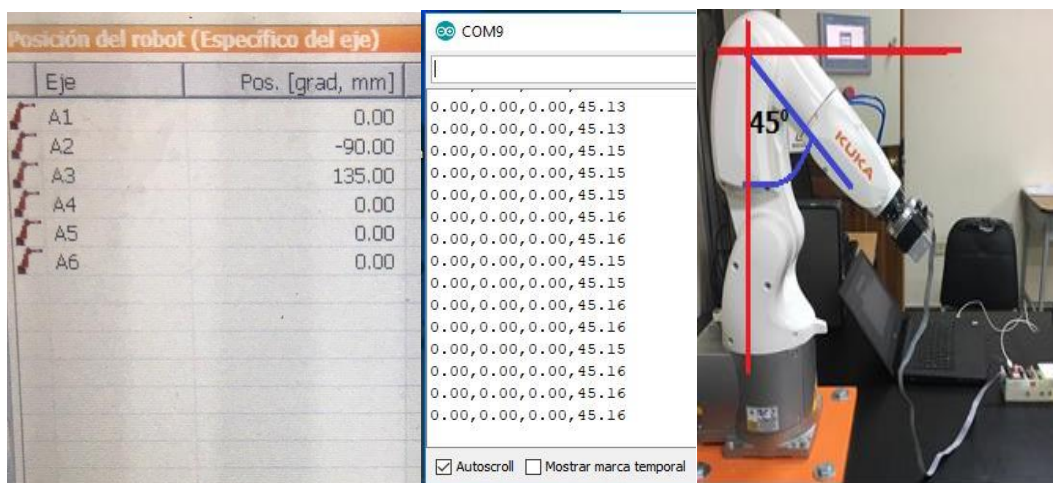


Figura 90. Validación de 45 grados, a) robot KUKA, b) MPU6050, c) posición del robot

La Tabla 18 muestra el porcentaje de error que existe en el sensor MPU 6050 al medir la posición en la articulación A3 del robot manipulador “KUKA-KR3”.

Tabla 18

Porcentaje de error de medición sensor MPU 6050

Posición articulación A3 robot KUKA KR3 [grados]	Medición angular del MPU 6050 [grados]	Error del sensor MPU 6050 [porcentaje]
59.99	59.51	0.8%
109.99	110.29	0.2%
90	90.07	0.07%
45	45,16	0.35%

Como se puede observar el porcentaje de error para medir el desplazamiento angular del MPU-6050 tiene un valor máximo de 0.8%, el cual se considera un valor aceptable para poder realizar los exámenes de desempeño a los atletas de tiro olímpico.

5.4 Pruebas en atletas

Una vez que se han realizado las pruebas técnicas del prototipo se ha procedido para realizar las pruebas en atletas, para lo cual se ha montado el escenario indicado en la Figura 91. Los atletas seleccionados para esta prueba fueron: cuatro miembros del equipo de tiro de FEDEME y dos atletas del equipo de tiro de la CONCENTRACION DEPORTIVA DE PICHINCHA. Estos tiradores son los únicos atletas elite que realizan este deporte a nivel de la provincia de Pichincha.

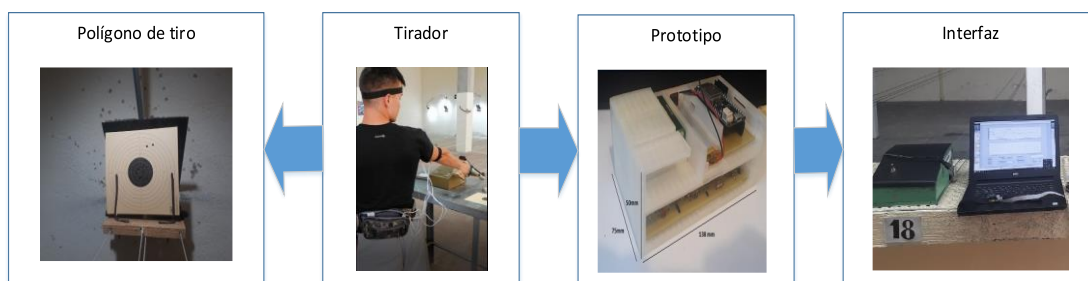


Figura 91. Escenario de 3: pruebas en atletas

5.4.1 Criterios de análisis para el tiro olímpico ideal

Para realizar las pruebas con atletas es necesario definir algunos criterios relacionados con el tiro olímpico. De acuerdo a los criterios para lograr un tiro ideal, el entrenador de tiro con pistola de aire de la concentración deportiva de pichincha Lic. Jaime Silva, menciona que para este tiro se requiere una coordinación entre el ritmo cardiaco y la respiración. Además menciona que el aporte de los músculos deltoides deberían mantenerse relajados y la fuerza que se ejerce sobre estos debe ser constante durante toda su ejecución, logrando así que la pistola no se mueva durante el tiro. La Figura 92 muestra los pasos que debe seguir un atleta para lograr el tiro ideal.

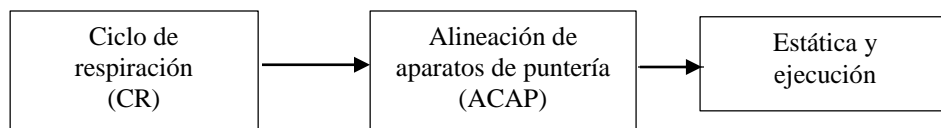


Figura 92. Ciclo de tiro ideal para pistola de aire

- **El ciclo de respiración:** tiene un tiempo de 8 a 12 segundos y es donde el tirador relaja su cuerpo, sincroniza su ritmo cardiaco con su respiración y se prepara para afinar su puntería. El ángulo inicial con el que parte este ciclo se encuentra en el rango de $45^\circ < \theta < 130^\circ$.

- **La alineación de aparatos de puntería:** Se realiza en un tiempo de 4 a 5 segundos y es aquí cuando se trabaja con la mira de la pistola de aire y la respiración se detiene. La posición angular está en el rango de $85^\circ < \theta < 95^\circ$.
- **La estática y ejecución:** Se lo realiza entre 4 a 5 segundos en la cual la respiración sigue bloqueada y lentamente se presiona el gatillo teniendo el mismo rango de desplazamiento angular que en el anterior ciclo el cual es de $85^\circ < \theta < 95^\circ$.

El criterio de análisis de tiro olímpico ideal se detalla en la tabla 18. Por lo tanto, Un factor de análisis es el tiempo de ejecución de tiro, el cual se debe realizar en un tiempo máximo de 18 segundos. Dado que, superado el tiempo de ejecución del tiro el atleta debe realizar el procedimiento nuevamente, puesto que su respiración comienza a faltar y se presentan fallos en la alineación de aparatos de puntería.

Tabla 19

Rangos de los ángulos y tiempos para la ejecución del tiro ideal

Ciclo de trabajo	Posición angular	Tiempo de ejecución
Ciclo de respiración	$45^\circ < \theta < 130^\circ$	8 a 12 segundos
Alineación de aparatos de puntería	$85^\circ < \theta < 95^\circ$	4 a 5 segundos
Estática y disparo	$85^\circ < \theta < 95^\circ$	4 a 5 segundos

5.4.2 Comportamiento angular y respuesta EMG de los tiradores

Para esta prueba se tomó la muestra del puntaje más alto de cada tirador durante su entrenamiento, siendo el puntaje máximo igual a 10. La Figura 93 muestra el rango de valores que posee la tableta de tiro, además esta se encuentra ubicada a 1.4m a nivel del suelo, por lo tanto los ángulos de tiro variarían en función de la altura del tirador.

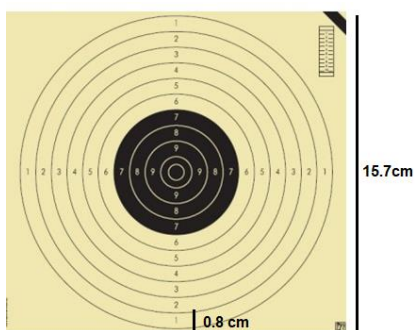


Figura 93. Dimensiones de la tableta de puntuación

El arma a utilizar es una pistola de aire comprimido como se muestra en la Figura 94, la cual posee un peso de 2.08lb. Este peso es la razón por la cual la amplitud de la señal bio-eléctrica sobre los músculos deltoides es muy baja. Además la presión que debe soportar el atleta al realizar el disparo es una presión mínima de 500 gr.



Figura 94. Pistola de aire comprimido calibre 4.5mm

5.4.3 Toma de señales en atletas en tiro real

Primeramente se tomó las muestras al equipo de tiro de FEDEME compuesto por cuatro atletas. Para lo cual en la pista de tiro se procedió a montar los electrodos en los músculos deltoides y el sensor MPU 6050 sobre el bíceps como se muestra en la *Figura 95*.



Figura 95. Colocación de electrodos y sensor MPU en el atleta

Para cada atleta la prueba de tiro duro 30 segundos, durante este tiempo el prototipo capturó las señales EMG y las señales de desplazamiento angular. En cada una de las señales capturadas se ha dividido el ciclo de tiro por etapas: 10 segundos para ciclo de respiración, 14 segundos en el ciclo de alineación de aparatos y 18 segundos para el ciclo de estática y disparo. Con esto se analizará el ciclo para ejecutar un tiro ideal y determinar el margen de error que posee el atleta al realizar el disparo. A continuación se presentan los resultados de los exámenes practicas a los equipos de tiro de FEDEME y PICHINCHA.

Tirador ESMIL: Evelyn Zambrano

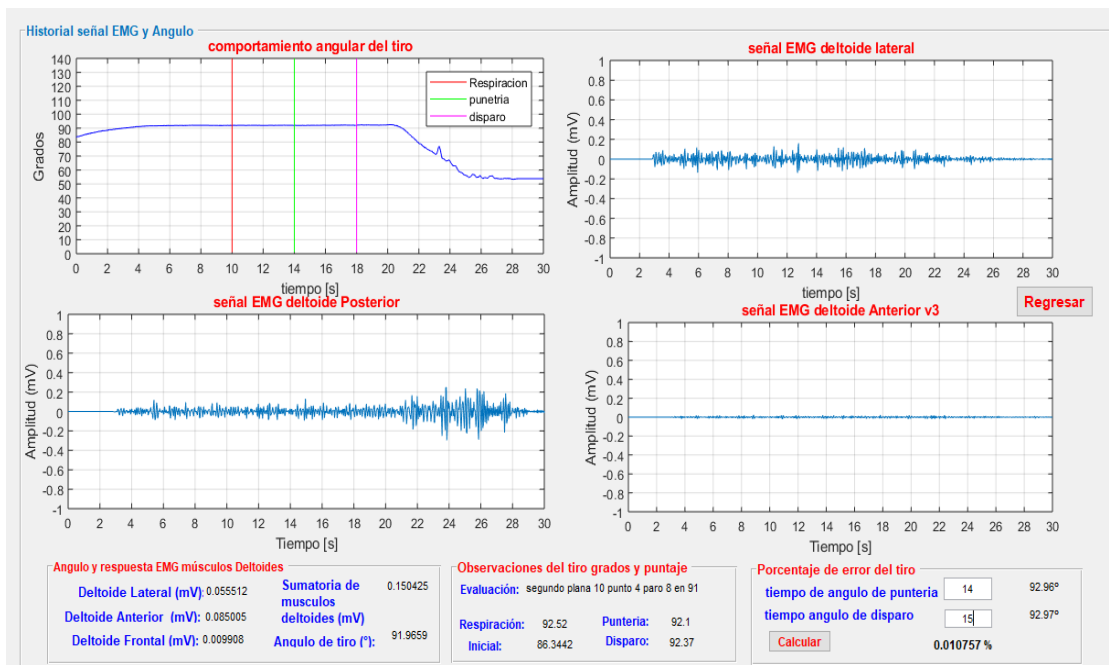


Figura 96. Análisis de tiro Olímpico atleta Evelyn Zambrano

Tirador ESMIL: Jessica Ramírez

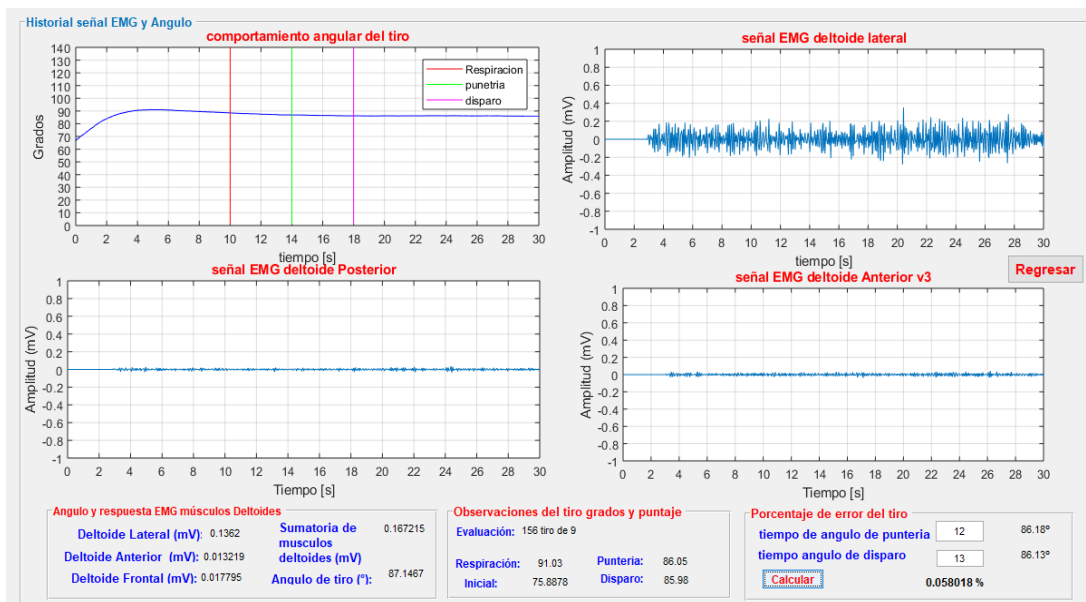


Figura 97. Análisis de tiro Olímpico atleta Jessica Ramírez

Tirador ESMIL: Erick Vélez

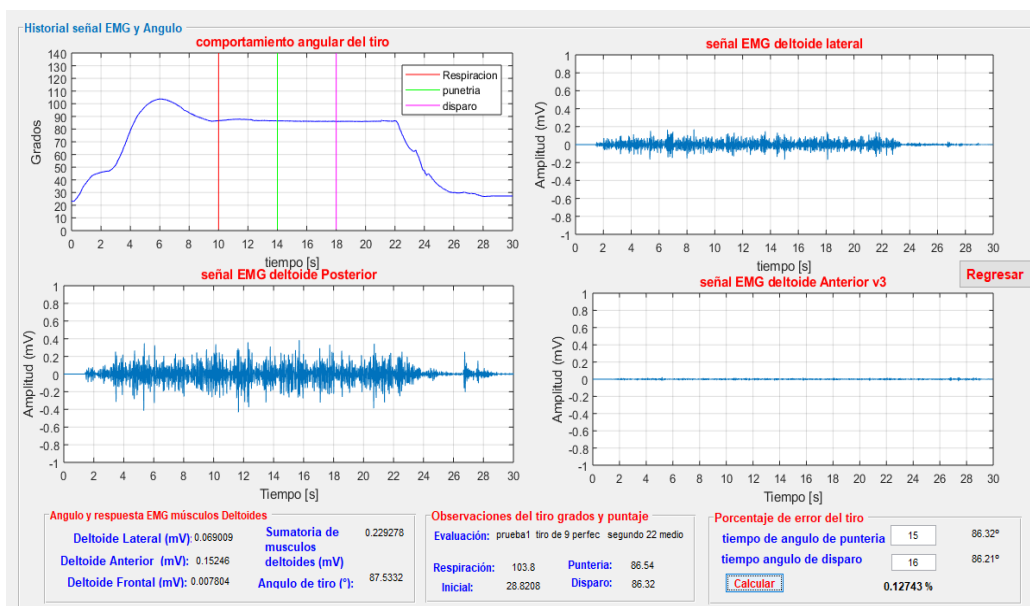


Figura 98. Análisis de tiro Olímpico atleta Erick Vélez

Tirador ESMIL: Paredes Pablo

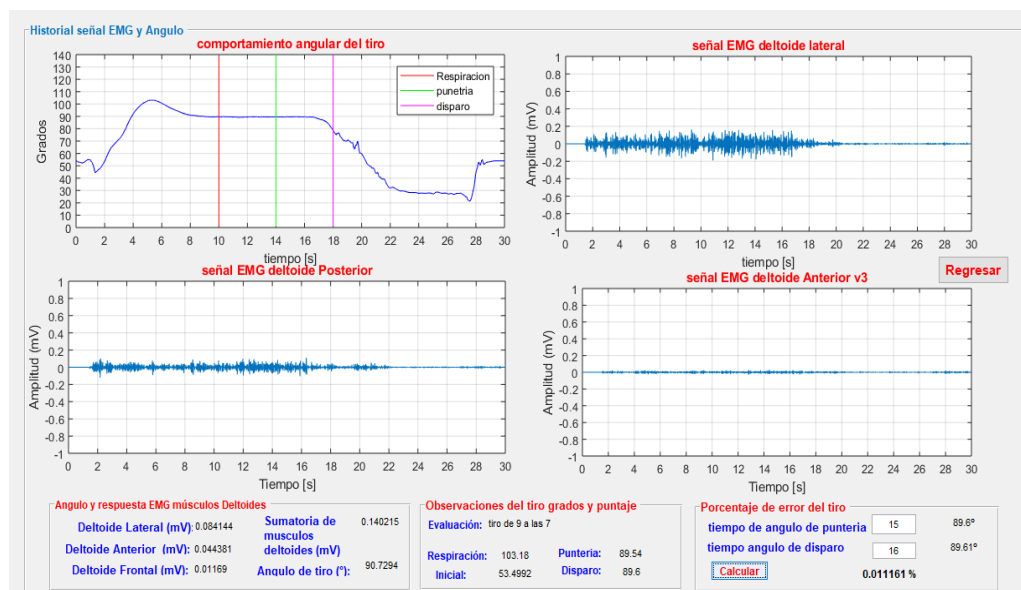


Figura 99. Análisis de tiro Olímpico atleta Paredes Pablo

En la concentración deportiva se contactó con el entrenador Jaime Silva, quien facilitó la toma de muestras al equipo de tiro de Concentración de Pichincha. En el polígono de tiro de la concentración de Pichincha ubicado en el barrio la “Vicentina”, se monitoreó con el prototipo a los atletas al realizar el tiro olímpico como se muestra en la Figura 100.

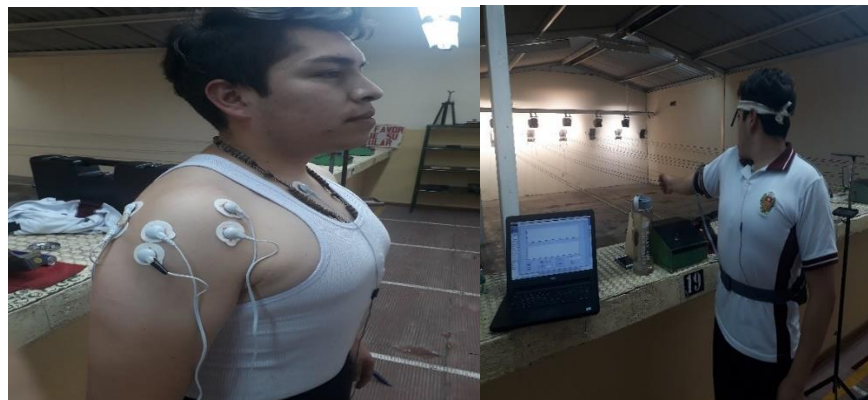


Figura 100. Polígono de tiro concentración deportiva de Pichincha

Tirador Concentración deportiva pichincha: Diego Sevilla

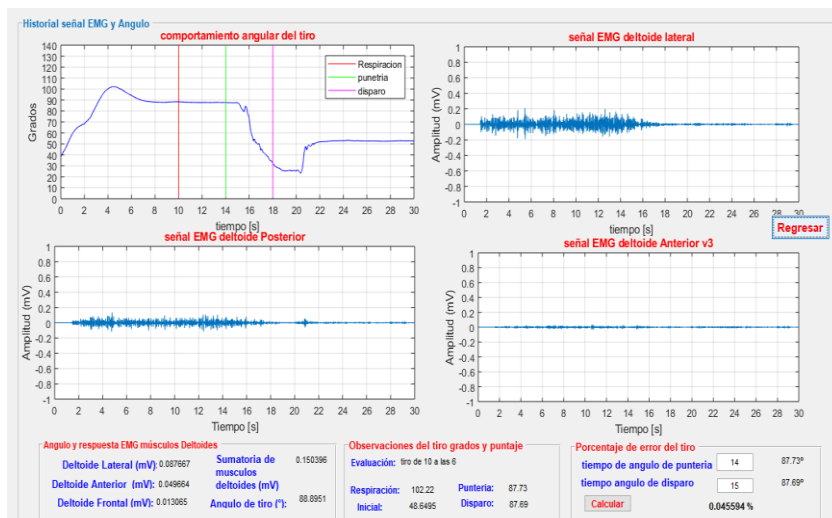


Figura 101. Análisis de tiro Olímpico atleta Diego Sevilla

Tirador: Edwin Méndez

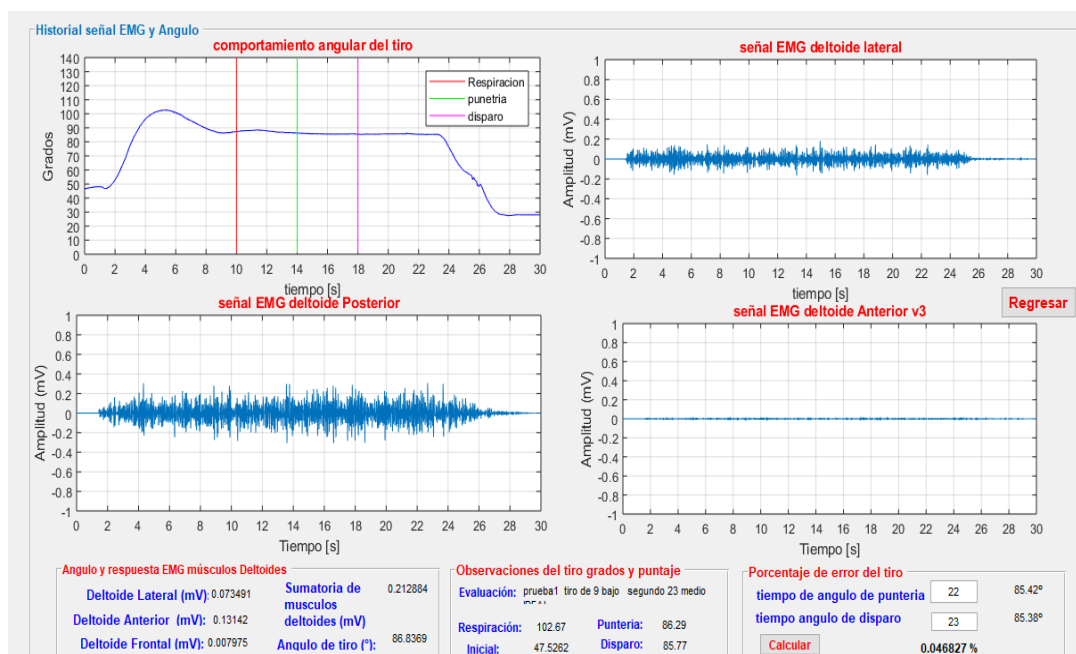


Figura 102. Análisis de tiro Olímpico atleta Edwin Méndez

La muestra fueron realizadas a los 6 atletas que practican el tiro olímpico con pistola de aire a nivel de Pichincha. Se analizaron los ángulos que conforman cada ciclo del tiro ideal, para determinar si se encuentran dentro del rango ideal y además si los tiempos para la ejecución del tiro no excedan el ciclo de tiro ideal. Los valores que se obtuvieron por cada atleta varían según su altura y la técnica que cada uno posee al ejecutar su tiro. Este tipo de análisis se realiza en la materia de biomecánica deportiva que es impartida en la facultad CAFDER, en donde analizan el desempeño de cada atleta enfocándose en cada uno de los ángulos que el competidor realiza en la ejecución de su deporte.

La tabla 19 analiza la ejecución del tiro por ciclo de trabajo ideal, así como también el aporte de las señales electromiográficas cuando se ejerce una fuerza sobre el músculos deltoide para ejecutar su tiro.

Tabla 20*Análisis de tiro en base a los tiempos del tiro ideal*

Atleta	Angulo del Ciclo de respiración (CR) [segundo 10]	Alineación de aparatos de puntería (ACAP) [14 segundos]	Angulo de Estática disparo [14<t<18]	Aporte bioeléctrico músculos deltoides [segundos]
Sevilla D.	$48.6^\circ < \theta < 102.2^\circ$	90.04°	89.02°	150 mV
Vélez E.	$30^\circ < \theta < 103.8^\circ$	87.35°	86.21°	299.8 mV
Zambrano E.	$46^\circ < \theta < 92.52^\circ$	92.3°	91.15°	150.6 mV
Ramírez J.	$75^\circ < \theta < 91.03^\circ$	86.38°	85.85°	167.2 mV
Paredes P.	$53.4^\circ < \theta < 103.1^\circ$	87.26°	85.12°	140.1mV
Méndez E.	$47.5^\circ < \theta < 102.6^\circ$	86.27°	85.39°	212.8 mV

Las amplitudes bioeléctricas al ejercer fuerza sobre los músculos deltoides lateral oscila entre los 100mV a 200mV sin importar la condición física de la persona, esto demuestra que al ejecutar este tiro la fuerza sobre el músculo deltoide no es tan pronunciada. Este nivel mínimo se da por dos razones:

- El peso de la pistola se encuentra en 2.08lb y no requiere gran esfuerzo físico.
- La relajación muscular de los deltoides es constante durante todo el ciclo de tiro.

La tabla 20 permite determinar el porcentaje de error que existe entre el “ciclo de alineación de aparatos de puntería” y el “ciclo de estática de disparo”, en el cual el ángulo de ambos ciclos de disparo deben ser iguales para obtener un tiro acertado a la puntuación deseada.

Tabla 21*Porcentaje de error entre alineación de aparatos y ejecución del disparo*

Atleta	Ángulo alineación de aparatos de puntería	Ángulo de de estática disparo	Porcentaje de error en la ejecución del disparo	Tiempo en ejecución de tiro máximo de 5 seg
Sevilla D.	90.04°	89.02°	1.13 %	2 [seg]
Vélez E.	87.35°	86.21°	1.30%	9 [seg]
Zambrano E.	92.3°	91.15°	1.24%	6 [seg]
Ramírez J.	86.38°	85.85°	0.61 %	11 [seg]
Méndez E.	87.26°	85.12°	2.4%	6.5 [seg]
Paredes P.	86.27°	85.39°	1.1%	3 [seg]

Reducir el porcentaje de error debería ser la meta a conseguir del atleta puesto que un porcentaje lo más cercano a cero permite que el tiro llegue hacia donde se apuntó originalmente en el ciclo de alineación de los aparatos de puntería.

Claramente se observa que al aumentar el tiempo de ejecución de disparo ayuda a disminuir el error de porcentaje en la ejecución del tiro, pero se presenta una desventaja la cual es una mayor agitación en el siguiente tiro por prolongar la retención de aire. Esta agitación produce un movimiento más pronunciado lo que provoca que el arma se mueva durante el tiro. Además si se aumenta el tiempo de ejecución en un solo tiro disminuye el tiempo total que dispone el tirador en una competencia para realizar los 60 tiros totales en un tiempo de 90 minutos.

5.5 Generación del reporte del tiro

Una vez realizado el examen y habiendo almacenado dicho examen en la base de datos, se creará automáticamente un archivo “.mat” del examen realizado, el cual posee las variables grabadas de desplazamiento angular y EMG.

El programa denominado “generar_reporte” permite generar los siguientes datos: respuesta electromiográfica de la fuerza ejercida por los músculos deltoides, el ángulo inicial de tiro, ángulo máximo de tiro, ángulo de alineación de aparatos de puntería y ángulo de disparo. El reporte realizado será generado mediante “PUBLISH” el cual proporcionará un documento en Word donde se visualizará todos estos datos mencionados anteriormente, para que puedan ser analizados por los atletas y entrenadores. La Figura 103 muestra los pasos para generar el reporte los cuales son:

- Paso 1: Ir a la ventana “current folder” y buscar el examen deseado. El formato del examen se compone de “apellido_ID_sesion#_tiro#” el cual debe ser seleccionado.
- Paso 2: Una vez seleccionado el formato se debe observar que se haya cargado en el “command window” el archivo “.mat” con la extensión del nombre seleccionado.
- Paso 3: El programa llamado “generar_reporte” debe estar abierto para poder generar el reporte
- Paso 4: Para generar el informe, se debe seleccionar “Publish” y se generará el informe en “WORD” con los valores que se mostraron en la ventana “Historial”.

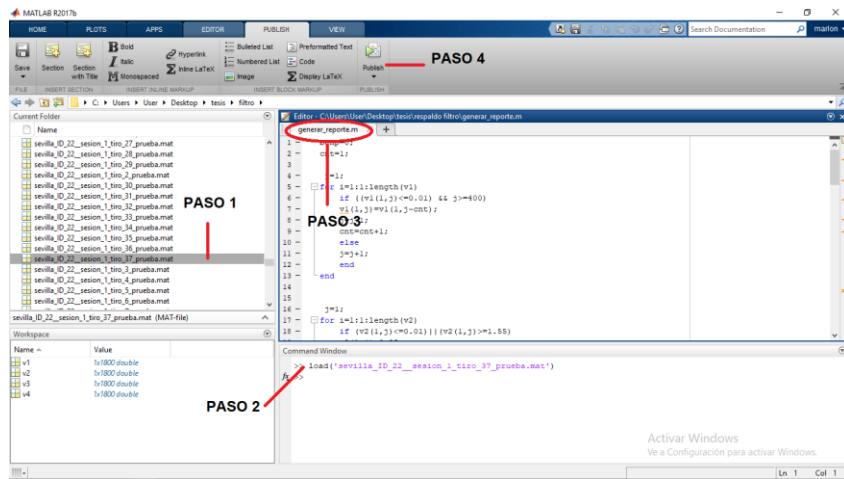


Figura 103. Pasos para la generación de reporte en documento WORD

A continuación la Figura 104 muestra la generación del reporte en un documento tipo WORD, donde se muestran las señales EMG y angulares, así como también los ángulos del ciclo de tiro ideal.

ANÁLISIS DEL TIRO

Angulo de inicial de disparo

el ángulo inicial de disparo es: 47.526167

Angulo máximo de tiro en ciclo de respiración

el ángulo maximo en ciclo de respiración es: 102.670000

Angulo de puntería

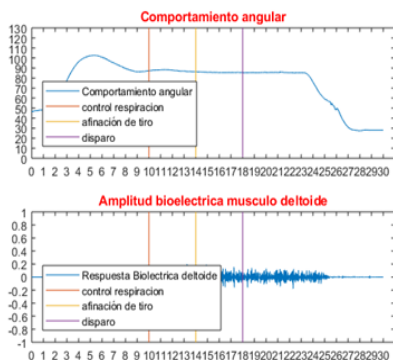
el ángulo con el cual se desarrollo el ciclo de puntería es: 86.290000

Angulo de tiro

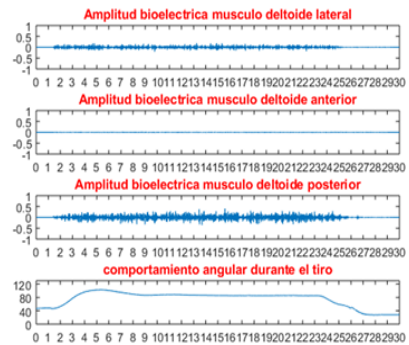
el ángulo con el cual se realizo el disparo fue de : 85.770000

Valor RMS de los músculos deltoides

el valor RMS de los musculos deltoides : 0.239772



Comportamiento músculos deltoides y desplazamiento angular



Published with MATLAB® R2017b

Figura 104. Generación de reporte del examen realizado

Activar Windo
Ve a Configuración

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

6.1 Hardware del prototipo

Los músculos del hombro se encuentran conformados por los deltoides: anterior, lateral y posterior. Por lo cual en el tiro olímpico estos músculos ejercen el movimiento de abducción para realizar el disparo. Para estudiar la actividad muscular del hombro en la ejecución del tiro olímpico es necesario captar la actividad de los tres músculos deltoides. Por lo que se diseñó el prototipo con tres canales de entrada para cada músculo. Por lo que se concluye que el prototipo está en capacidad de captar en forma eficiente la actividad electromiográfica que se genera cuando el atleta ejecuta el disparo.

Las señales electromiográficas en los músculos en general se encuentran en la frecuencia de los 20Hz a 500Hz. En estudios realizados sobre la actividad de los músculos deltoides se ha determinado que el mayor espectro de la señal se encuentra en la frecuencia de los 20 Hz a 100Hz. Por lo que en el presente prototipo se empleó una frecuencia de muestreo de 250 Hz respetando el criterio de Nyquist.

El filtraje de las señales electromiográficas de los músculos deltoides se realizó empleando filtros análogos de segundo orden de butterworth en configuración Sallen-key. Los filtros pasabanda están formados por un filtro pasa alto con frecuencia de corte de 20Hz y un filtro pasabajos con una frecuencia de corte de 250Hz. Estos filtros garantizan que las señales que llegan al prototipo están dentro del rango de frecuencias que generan los músculos deltoide de 20Hz a 100Hz. Se ha dado un margen adicional de hasta 250Hz para garantizar que todas las componentes de frecuencia lleguen al prototipo para ser analizadas en forma óptima.

Para la conversión analógica digital de los tres canales EMG, se utiliza la tarjeta ESP-32 la cual dispone de 16 canales analógicos de 12 bits y una unidad de procesamiento de doble núcleo que trabaja a 160MHz. Estas características garantizan una correcta digitalización de la señal EMG y un procesamiento adecuado con técnicas de filtraje digital que reduzcan el ruido de la señal EMG.

La autonomía del prototipo determinada en base a las pruebas realizadas es de 9 horas. Esta autonomía es proporcionada gracias a la incorporación del sistema de baterías recargables de alta capacidad. Por lo que se concluye que el prototipo está en capacidad de trabajar sin inconvenientes por un periodo de 9 horas. Durante este periodo está en capacidad de tener una lectura correcta de las señales EMG.

Para garantizar la portabilidad del prototipo, la comunicación entre el ordenador y el prototipo se realiza a través de medios inalámbricos. Dado que, el atleta cuando realiza el tiro se encuentra en movimiento y requiere mantener un espacio libre de cables que interrumpen la ejecución del tiro. Por lo tanto la comunicación inalámbrica utilizada fue mediante el protocolo de comunicación Bluetooth. Puesto que, el modulo bluetooth se encuentra incorporado dentro del controlador de la tarjeta ESP-32 se logró tener una dimensión reducida del prototipo y darle la característica de portabilidad.

El siguiente trabajo de investigación se diseñó e implementó un prototipo portátil, capaz de medir la respuesta bioeléctrica de los músculos deltoides en una banda de frecuencia de 20Hz a 100Hz con una frecuencia de muestreo de 250Hz respetando el criterio de Nyquist con la ayuda de filtros físicos y digitales. Además permite medir la trayectoria angular de los músculos deltoides durante la ejecución del tiro olímpico con pistola de aire comprimido. A su vez las señales captadas son graficadas a través de una interfaz HMI desarrollada en un ordenador. Dichas pruebas

realizadas a los atletas pueden ser visualizadas en cualquier momento ya que se encuentran almacenadas en una base de datos.

La placa PCB desarrollada para la captación de las señales electromiográficas a través de los sensores pasivos, dispone de una etapa de filtrado análogo entre 20Hz a 250Hz. Dicha señal EMG filtrada es leída por los puertos análogos de la tarjeta de adquisición de datos y graficas en la aplicación desarrollada. De tal manera el prototipo presenta un tamaño considerable en su estructura física debido a las dimensiones de la placa PCB donde se encuentran implementados los filtros análogos. Por lo tanto con la ayuda de filtros digitales para la nueva banda de frecuencia de 20Hz a 100Hz, no se necesitó aumentar una nueva etapa de filtrado físico en la placa PCB perteneciente al acondicionamiento de la señal EMG. De tal manera el prototipo no sufrió ningún cambio físico al aplicar esta nueva banda de frecuencia mediante filtros digitales.

6.2 Software del prototipo

La aplicación desarrollada para la tarjeta ESP-32 contiene el algoritmo del sistema IMU el cual permite mezclar las ventajas de operación del acelerómetro y giroscopio. Este sistema proporciona una lectura del desplazamiento angular calculado a través del filtro complementario del módulo MPU-6050 utilizado. Dicho módulo permite estudiar el comportamiento angular de la trayectoria que realizan los músculos deltoides en la ejecución del tiro olímpico con pistola de aire. Por lo que se concluye que con este sistema se mejora el desempeño del atleta mediante la corrección de su postura.

La app de la tarjeta ESP-32 es capaz de controlar la digitalización de los tres canales EMG, la lectura del MPU 6050, la ejecución del algoritmo de filtro complementario y la comunicación inalámbrica Bluetooth. Estas actividades son ejecutadas con instrucciones en lenguaje de máquina

de 32bits con una frecuencia de trabajo de 160 MHz lo cual garantiza la adquisición en tiempo real y evita los retardos.

La aplicación del PC desarrollada en el software MATLAB permite tener: una interfaz gráfica amigable con el usuario, manejo de la interfaz inalámbrica para la recepción de datos, acceso de base de datos y filtros digitales para las señales EMG recibidas por la tarjeta de adquisición. Estas funciones permiten cumplir el objetivo del estudio realizado el cual es medir la amplitud bioeléctrica y posiciones angulares a través de la aplicación gráfica desarrollada.

El desarrollo del software del prototipo en MATLAB permite obtener la curva de desplazamiento angular durante toda la ejecución del tiro olímpico. Por lo tanto la curva de desplazamiento angular permite conocer el desempeño del tirador así como también identificar los errores en la ejecución del tiro. Con el fin de realizar un mejor disparo, y por consecuencia ahorrar balines ante la presencia de tiros mal ejecutados.

La aplicación del PC tiene implementado un algoritmo para el filtraje digital de la señal EMG. El filtro digital es tipo butterworth de segundo orden pasabanda en las frecuencia de 20Hz a 100Hz. Este filtro permite filtrar las componentes de DC y la presencia de artefactos. Por lo tanto este filtro mejora la calidad de la señal captada de los músculos deltoides aumentando la relación señal a ruido.

La validación de la calidad de la señal permitió determinar que la relación señal a ruido de las señales EMG en la interfaz gráfica tiene un valor 45.9dB. Este dato comparado con la validación a nivel analógico en la cual se obtuvo una relación señal a ruido de 16.5dB. En conclusión la implementación del filtro digital mejora la calidad de la señal en tiempo real sin afectar la adquisición de los datos gracias a las características de alta velocidad de procesamiento de la tarjeta de adquisición.

6.3 Pruebas en atletas

El análisis de las señales electromiográficas en la ejecución del tiro olímpico permitió identificar el aporte físico de los músculos deltoides. De tal manera que, se identificó que el deltoide anterior presenta un pequeño aporte en el desarrollo del tiro. Por lo tanto se concluye que el deltoide anterior genera una baja amplitud bioeléctrica debido a la postura perfilada que realiza el atleta durante la ejecución del tiro olímpico.

Los exámenes realizados a los atletas durante la ejecución del tiro olímpico, se almacenaron en una base de datos. Este registro se realizó para llevar un seguimiento constante de la técnica de tiro del atleta. Por lo tanto para este proceso se empleó la base de datos MySQL ya que es una plataforma libre y dispone de conectores para trabajar con la interfaz desarrollada en MATLAB.

Los exámenes electromiográficos tomados a los atletas sobre sus músculos deltoides al momento de realizar el tiro olímpico, demostraron que no existen zonas de amplitud bioeléctrica de gran magnitud. Puesto que las amplitudes bioeléctricas al ejercer fuerza sobre los músculos deltoides oscilan entre los 100mV a 200mV sin importar la condición física de la persona. Esto demuestra que al ejecutar este tiro la fuerza sobre el músculo deltoide no es tan pronunciada. Por tal razón este nivel mínimo de amplitud bioeléctrica se da debido a la relajación muscular del atleta al realizar el tiro y al peso de la pistola que se encuentra en 2.08lb lo cual el tirador no requiere gran esfuerzo físico al levantar el arma.

El error en el ángulo formado por los deltoides y el eje sagital, durante el proceso de alineación de puntería y de disparo es de 0.14%, para el atleta que tiene un puntaje de tiro de 10. Lo que demuestra que el atleta mantiene su brazo fijo durante todo el proceso de disparo, lo cual garantiza un tiro óptimo.

Una vez que se ha determinado que el prototipo desarrollado en la presente tesis permite captar la actividad bioeléctrica de los músculos deltoides y el ángulo del brazo con respecto al eje sagital durante todo el proceso de tiro en forma óptima y precisa. Se concluye que el objetivo principal del proyecto se ha cumplido, ya que con este prototipo se puede medir las respuestas bioeléctricas y los ángulos ejercidos en los músculos deltoides por atletas de tiro olímpico, mediante señales electromiográficas y sensores seguidores de movimiento.

6.4 Recomendaciones

El diseño del prototipo puede tener dimensiones más reducidas si tan solo se aplicará el filtro pasa altas de 5Hz en el hardware como sugiere el fabricante del amplificador de instrumentación AD-620. Y a su vez la implementación del filtro pasa bajo en la frecuencia de 100Hz, se lo debería programar en el controlador con la ayuda de un filtro digital. Siempre y cuando la tarjeta de adquisición de datos tenga un alto nivel de procesamiento. Por lo que se recomienda implementar estos filtros digital pasa bajo que reemplace al filtro análogo en hardware, con el fin de reducir las dimensiones físicas del dispositivo.

Ante la presencia de diferentes tipos de electrodos, se recomienda que la selección de los mismos se realice en función de la aplicación que se les va a dar. Por lo tanto para aplicaciones deportivas en donde el movimiento del atleta sea muy pronunciado, los electrodos más adecuados para lectura de señales EMG, son los electrodos de plata cloruro de plata los cuales proporcionan una mayor sujeción por la sustancia adhesiva que estos disponen.

La utilización de sensores inalámbricos para la captación de señales provenientes de los músculos, son de gran utilidad en aplicación donde el sujeto de prueba realice movimientos muy pronunciados, ya que proporcionan una mayor confianza al sujeto para moverse libremente.

Para reducir las dimensiones del prototipo se recomienda utilizar sistemas embebidos de micro controladores que incorporen en su arquitectura módulos de comunicación inalámbrica. Para de esta forma disminuir el consumo de corriente y el espacio que ocupan los módulos convencionales bluetooth.

La presencia de artefactos son muy comunes en los ambientes donde son realizadas las pruebas de tiro. Por lo tanto para dar una mayor seguridad en la captación de la señal EMG, los electrodos deben estar conectados a través de cables blindados.

Los dispositivos para captar señales electromiográficas se encuentran comercialmente disponible en el país y poseen desarrollada su etapa completa de acondicionamiento. Dichos dispositivos son de tamaño reducido y se encuentran certificados por instituciones internacionales brindando la seguridad de una correcta lectura electromiográfica. Por lo tanto se recomienda utilizar estos dispositivos para reducir el tamaño físico del prototipo y mejorar la calidad de la señal EMG en la interfaz gráfica.

Al momento de colocarse los electrodos sobre la superficie de la piel, se debería tomar muy en cuenta las recomendaciones de SENIAM en la preparación de la piel, para lograr una adecuada medida de las señales electromiográficas.

El software implementado en este proyecto exige una gran carga matemática por lo cual el procesador del ordenador debe ser de un alto rendimiento. Por lo tanto se recomienda trabajar con ordenadores Core I5 o gamas superiores. Puesto que, estos procesadores satisfacen todas las necesidades que requiere la aplicación desarrollada para su ejecución.

El filtro complementario desarrollado integra las lecturas del acelerómetro y giroscopio en su algoritmo, por lo tanto se recomienda realizar pruebas de su algoritmo variando la cantidad de sus pesos A y B para ajustar la respuesta del filtro en función de la rapidez del elemento que requiere ser censado.

BIBLIOGRAFÍA

- Al, M., Monitoreo, P., & Latinoamérica, A. P. (s/f). *Monitoreo al Paciente*. Recuperado de <https://vermed.com/Espanol/VermedCatalog-Spanish.pdf>
- Ambulódegui, E. S. (2012). *Manual de anatomía humana*, 116.
- Artemiadis, P. K., & Kyriakopoulos, K. J. (2005). Teleoperation of a robot manipulator using EMG signals and a position tracker. En *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (pp. 1003–1008). IEEE. <https://doi.org/10.1109/IROS.2005.1545509>
- Ave, B., Number, D., & Date, R. (2013). MPU-6000 and MPU-6050 Register, *1*(408), 1–46. Recuperado de www.inversense.com
- Bo, Z., Chaoling, Q., Xiaoli, X., & Fanbo, Z. (2011). GM (1,1) Model Gray Prediction for the Gold-Medal Result of Women's Put Shot in the 30th Olympic Games. En *2011 International Conference on Future Computer Science and Education* (pp. 334–337). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICFCSE.2011.86>
- Brazeiro, J., Petraccia, S., & Valdés, M. (2015). *Mano controlada por señales musculares Memoria de proyecto presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República por*. Recuperado de <http://ie.fing.edu.uy/>
- Fiore, J. M. (2018). Operational Amplifiers & Linear Integrated Circuits: Theory and Application / 3E, 3.0.7, 117–197. Recuperado de https://www2.mvcc.edu/users/faculty/jfiore/OpAmps/OperationalAmplifiersAndLinearICs_3E.pdf
- Glave, G. G. (2010). *Ingeniería biomédica*. Recuperado de <http://www.scielo.org.bo/pdf/rcc/n24/v11n24a07.pdf>
- Guerrero Martínez, J. F. (2010). *Ingeniería biomédica Tema 2 Bioseñales 2.1. Introducción*. Recuperado de http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T2_OCW.pdf
- Guerrero Martínez, J. F. (2011). Procesado Analógico. *Universitat de València*, 1–32.
- Hazam Majid, M. S., Khairunizam, W., Sahyudi, B. N., Zunaidi, I., Shahrman, A., & Zuradzman, M. (2018). Determining Acceptable Range of Surface Electromyogram Electrode Placement Variation for Deltoid Muscle Using Euclidean Distance Function. En *2018 International Conference on Computational Approach in Smart Systems Design and Applications (ICASSDA)* (pp. 1–5). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICASSDA.2018.8477631>
- Heinz, R. (2011). *Federación Argentina de tiro*, 1–358.

- Hermens, J. (2019). Sensor Locations. Recuperado el 28 de marzo de 2019, de <http://seniam.org/deltoideusmedius.html>
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). *A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography*. Recuperado de <https://pdfs.semanticscholar.org/5942/bf25267d91dcb08844246b7807c8266a24a6.pdf>
- Input, J., & Amplifiers, O. (1992). MC34002 , B JFET Input Operational Amplifiers JFET INPUT. *Options*, (November), 1–13.
- Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología articular*. (Maloine, Ed.) (6a ed.). Madrid.
- Kinali, G., Kara, S., & Yildirim, M. S. (2015). Electromyographic analysis of upper extremity muscles during overhead work. En *2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)* (pp. 1–4). IEEE. <https://doi.org/10.1109/TIPTEKNO.2015.7374609>
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. Recuperado de https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf
- Llamas, L. (s/f). Medir la inclinación con IMU, Arduino y filtro complementario. Recuperado el 8 de abril de 2019, de <https://www.luisllamas.es/medir-la-inclinacion-imu-arduino-filtro-complementario/>
- Llamas, L. (2016). Cómo usar un acelerómetro en nuestros proyectos de Arduino. Recuperado el 15 de abril de 2019, de <https://www.luisllamas.es/como-usar-un-acelerometro-arduino/>
- López, H. (2019). Deltoides todo lo que necesitas saber. Recuperado el 25 de mayo de 2019, de <https://www.deltoides.info/>
- M Naylamp. (2016). Tutorial MPU6050, Acelerómetro y Giroscopio. Recuperado el 14 de abril de 2019, de https://naylampmechatronics.com/blog/45_Tutorial-MPU6050-Acelerómetro-y-Giroscopio.html
- Machado, R. N. (2006). Amplificación de las señales, 33–40.
- Medved, V. (2010). Standards for Reporting EMG Data*. *Measurement of Human Locomotion*, 243–246. <https://doi.org/10.1201/9781420036985.ax2>
- Meziane, N., Webster, J. G., Attari, M., & Nimunkar, A. J. (2013a). Dry electrodes for electrocardiography. *Physiological Measurement*, 34(9), R47–R69. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/9/R47>
- N, P. M., & Cerdip, Q. (1999). AD 620 Instrumental amplifier, 1–16.

- Ojeda, A. (s/f). *Informe técnico Soluciones propuestas*. Recuperado de [http://repositorio.educacionsuperior.gob.ec/bitstream/28000/4797/4/Anexo 4. Informe de las soluciones propuestas.pdf](http://repositorio.educacionsuperior.gob.ec/bitstream/28000/4797/4/Anexo%204.%20Informe%20de%20las%20soluciones%20propuestas.pdf)
- Oyong, A. W., Parasuraman, S., & Jauw, V. L. (2010). Estimation of muscle forces and joint torque from EMG using SA process. En *2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)* (pp. 81–86). IEEE. <https://doi.org/10.1109/IECBES.2010.5742204>
- Peña, J. C. (2005). Ingeniería en Automática y Electrónica Industrial-Sistemas Analógicos-Curso04/05.
- Pequera, G. (2015). *Análisis tiempo-frecuencia de la*. Recuperado de <https://www.colibri.udelar.edu.uy/jspui/bitstream/123456789/8156/1/uy24-17718.pdf>
- Reategui, J., & Callupe, R. (2017). Surface EMG multichannel array using active dry sensors for forearm signal extraction. *Proceedings of the 2017 IEEE 24th International Congress on Electronics, Electrical Engineering and Computing, INTERCON 2017*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/INTERCON.2017.8079699>
- Rose, W. (2011). *KAAP686 Mathematics and Signal Processing for Biomechanics Electromyogram analysis*. Recuperado de [https://www1.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/EMG analysis.pdf](https://www1.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/EMG%20analysis.pdf)
- Rowberg, J. (2018). MPU6050 Pinout, Configuration, Features, Arduino Interfacing & Datasheet. Recuperado el 15 de abril de 2019, de <https://components101.com/sensors/mpu6050-module>
- Texas, I. (2018). INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers, (1), 29. Recuperado de www.ti.com