



Módulo IoT didáctico para la adquisición, registro y procesamiento de señales bioeléctricas, para el laboratorio de Comunicaciones de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Sede Latacunga.

Chiluisa Chicaiza, Paola Alexandra y Tarco Maigua, Greny Elizabeth

Departamento de Eléctrica y Electrónica

Carrera de Ingeniería Electrónica e Instrumentación

Trabajo de titulación, previo a la obtención del Título de Ingeniero en Electrónica e Instrumentación

Dra. Guerrón Paredes, Nancy Enriqueta

Latacunga, 12 de marzo del 2021



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, **“Módulo IoT didáctico para la adquisición, registro y procesamiento de señales bioeléctricas, para el laboratorio de Comunicaciones de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Sede Latacunga”**, fue realizado por la señorita **Chiluisa Chicaiza, Paola Alexandra**; y la señorita **Tarco Maigua, Greny Elizabeth**, el cual ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido, por lo tanto cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 12 marzo de 2021



Firmado electrónicamente por:
**NANCY ENRIQUETA
GUERRON PAREDES**

Dra. Guerrón Paredes, Nancy Enriqueta

C.C.: 1707886139

URKUND

Document Information

Analyzed document	TESIS2.pdf (D97922762)
Submitted	3/11/2021 4:30:00 AM
Submitted by	
Submitter email	neguerron@espe.edu.ec
Similarity	8%
Analysis address	neguerron.espe@analysis.orkund.com

Sources included in the report

W	URL: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T3_OCW.pdf Fetched: 3/11/2021 4:30:00 AM	 3
W	URL: https://academica-e.unavarra.es/xmlui/bitstream/2454/13348/1/629177.pdf Fetched: 12/1/2020 5:49:59 AM	 4
W	URL: https://www.startuptraining.com/protocolos-de-comunicacion-en-el-iot/ Fetched: 3/11/2021 4:30:00 AM	 1
W	URL: https://www.incibe-cert.es/blog/iot-protocolos-comunicacion-ataques-y-recomendaciones Fetched: 3/11/2021 4:30:00 AM	 3



Firmado electrónicamente por:

**NANCY ENRIQUETA
GUERRON PAREDES**

Guerrón Paredes, Nancy Enriqueta

DIRECTORA



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA

Nosotras, **Chiluisa Chicaiza, Paola Alexandra**, con cédula de ciudadanía n° 055000870-0, y **Tarco Maigua, Greny Elizabeth**, con cédula de ciudadanía n° 050378802-8, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación:

“Módulo IoT didáctico para la adquisición, registro y procesamiento de señales bioeléctricas, para el laboratorio de Comunicaciones de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Sede Latacunga”, es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Latacunga, 12 de marzo del 2021

Chiluisa Chicaiza, Paola Alexandra

C.C.: 055000870-0

Tarco Maigua, Greny Elizabeth

C.C.: 050378802-8



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Nosotros, **Chiluisa Chicaiza, Paola Alexandra**, con cédula de ciudadanía n° 055000870-0, y **Tarco Maigua, Greny Elizabeth**, con cédula de ciudadanía n° 050378802-8, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Módulo IoT didáctico para la adquisición, registro y procesamiento de señales bioeléctricas, para el laboratorio de Comunicaciones de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Sede Latacunga** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 12 de marzo del 2021



Chiluisa Chicaiza, Paola Alexandra

C.C.: 055000870-0



Tarco Maigua, Greny Elizabeth

C.C.: 050378802-8

Dedicatoria

El presente trabajo es dedicado a mis padres por el esfuerzo y confianza depositada. Quienes me acompañaron en este camino de arduo trabajo, siendo además mi sostén para no decaer y seguir siempre adelante hasta llegar al final. En especial a mi madre quien sin importar el sacrificio me ha apoyado para culminar mis estudios.

A mis tíos y tías quienes estuvieron pendientes de mi cada momento brindándome su apoyo incondicional. A mis abuelitos paternos y maternos que con gran ilusión me otorgaron palabras de aliento. A mi hermana Joselyn por acompañarme en las largas noches de estudio.

A mi novio Paul por siempre apoyarme constantemente en el transcurso de mis estudios, por ser un gran compañero de vida y por estar junto a mí en los buenos y malos momentos que se presentan en el transcurso de la vida para cumplir mi anhelado sueño.

CHILUISA CHICAIZA, PAOLA ALEXANDRA

Dedicatoria

El presente trabajo dedico a toda mi familia, sobre todo a mi madre Rosa la cual siempre fue mi apoyo en todo momento, me ayudo a ser la persona que actualmente soy, una persona fuerte y capaz de afrontar cualquier problema y salir ante todo con la frente en alto.

A mi papá Fernando, que, aunque no sea de sangre, siempre ha estado al tanto de mí, ayudándome y aconsejándome desde niña, siempre le agradeceré su apoyo y confianza que me ha dado y siempre será un padre para mí.

A mis abuelitos María y José, mi tía Carmen y mi hermana Ruth que me han apoyado cuando más lo necesitaba, aconsejándome y preocupándose de mi bienestar, dando ánimos y cuidando a mi pequeña permitiéndome llegar tan lejos y finalizar con mi carrera.

A mi novio, padre de mi hija y futuro esposo Jordan, que desde el momento que nos conocimos me ha encaminado a ser una mejor persona, a crecer profesionalmente y siempre

apoyándome en culminar con las metas que tengo planteadas en mi vida, haciéndome sentir que nunca estaré sola, con sus palabras de aliento y ayuda, llegaremos a ser una hermosa familia.

A sobre todo a mi hija, que ha sido una de las claves más importante en mi vida, es la razón de seguir adelante y buscar un mejor futuro, ser su ejemplo a seguir y que ella se sienta orgullosa de su madre.

TARCO MAIGUA, GRENY ELIZABETH

Agradecimiento

En primer lugar, quiero agradecer a Dios por haberme dado la vida y permitirme cumplir con este sueño en mi vida.

A mi madre Amparo y mi padre Ángel por todo su apoyo brindado durante mi vida estudiantil, por cada sacrificio que realizaron para apoyarme que siempre estuvieron primero antes que las demás necesidades de la casa, siento todo por el amor y cariño de padres hacia mí. Le pido a Dios que les de salud y vida mucho tiempo para que me vean superarme día a día.

A mi tía Marcia por ser una consejera y ayudarme en los momentos más difíciles, donde encontraba las palabras correctas para guiarme en la vida.

A mis tíos German y Nancy, por siempre estar pendientes de mí y mi hermana que Dios les bendiga y les de muchas bendiciones por la gran persona que son.

A mis abuelitos gracias por ayudarme en todo momento con el fin de verme culminar mi carrera.

A mi novio Paul por su apoyo incondicional para lograr culminar mi carrera, acompañando en todo lo que ha estado a su alcance.

A mi compañera de tesis Elizabeth Tarco, aunque nos conocimos hace poco, pero agradezco su amistad sincera y su constancia en el desarrollo de nuestro trabajo.

A la Doctora Nancy Guerrón, por compartir sus conocimientos y guiarnos a culminar la tesis.

Agradecimiento

Primero agradezco a Dios, por la fuerza y fortaleza que me ha brindado para seguir adelante, y darme un día más de vida para llegar hasta este punto de mi vida.

A mi madre Rosa y mi padre Fernando por el gran sacrificio que hicieron para que yo llegara a ser una profesional, espero no decepcionarlos y cumplir con mis sueños y los suyos también de ser una persona honesta y una buena profesional.

A mis abuelitos María y José que siempre estuvieron pendientes de mí, que no me faltara nada y lo poco que tiene lo comparten conmigo, esto me llena de felicidad y agradecimiento.

A mi tía Carmen, que me ayudo con mi pequeña, sin importar la situación siempre estuve ayudándome y aconsejándome, dándome fuerzas para seguir.

Mi hermana Ruth, que, a su corta edad, se convirtió en una tía y segunda madre para mi hija, siempre estuvo ayudándome cuidando a mi pequeña y dejándome seguir estudiando, siempre ha estado

ayudándome y en algún momento también estaré ahí apoyándola.

A mi novio Jordan por siempre brindarme su apoyo, en esos momentos más importantes y no dejarme sola con el cuidado de nuestra hija, siempre ha estado atento de nosotras, buscando nuestro bienestar que no nos falte nada.

A mi compañera de tesis Paola Chiluisa, aunque nos conocimos hace poco ha llegado a ser una buena amiga y confidente, agradezco su amistad sincera y su constancia en el desarrollo de nuestro trabajo.

A la Doctora Nancy Guerrón, por compartir sus conocimientos y guiarnos a culminar la tesis.

TARCO MAIGUA, GRENY ELIZABETH

Tabla de contenidos

Carátula.....	1
Certificación	2
Informe Urkund	3
Responsabilidad de autoría	4
Autorización de publicación	5
Dedicatoria.....	6
Dedicatoria.....	7
Agradecimiento	9
Agradecimiento	11
Tabla de contenidos.....	13
Índice de Figuras.....	23
Índice de Tablas	29
Índice de Ecuaciones	30
Resumen	31
Abstract.....	32
Capítulo I.....	33

Introducción	33
<i>Antecedentes</i>	33
<i>Planteamiento del problema</i>	34
<i>Justificación e importancia</i>	36
<i>Objetivos</i>	38
<i>Objetivo general.....</i>	38
<i>Objetivos específicos.....</i>	38
Capítulo II.....	39
Marco teórico	39
<i>Electroencefalograma (EEG)</i>	39
<i>Introducción.....</i>	39
<i>Definición.....</i>	40
<i>Ubicación de electrodos</i>	41
<i>Montaje de electrodos</i>	42
<i>Electrocardiograma (ECG).....</i>	42
<i>Introducción.....</i>	42
<i>Sistema de conducción</i>	43
Elementos del sistema de conducción.....	43
<i>Definición.....</i>	45
<i>Interpretación de un electrocardiograma</i>	46
Onda P.	46
Conducción Aurículoventricular - Segmento P-R o P-Q.	47

Complejo ventricular QRS.....	47
Segmento ST.....	48
Onda T.	48
<i>Ubicación de electrodos – derivaciones</i>	48
Las derivaciones estándares de Einthoven D1, D2 y D3.....	49
Derivaciones unipolares de miembros aVR, aVL y aVF.	50
Derivaciones unipolares precordiales	51
Electromiograma (EMG)	52
<i>Introducción</i>	52
<i>Definición</i>	53
<i>Ubicación de electrodos</i>	54
Electrooculograma (EOG).....	55
Introducción	55
Los músculos del ojo.	55
Movimientos automáticos de los ojos.....	56
Movimientos voluntarios.	57
<i>Definición</i>	58
<i>Ubicación de electrodos</i>	59
Impedancia del cuerpo humano (Z-Cuerpo).....	61
<i>Introducción</i>	61
<i>Definición</i>	61
<i>Ubicación de electrodos</i>	62
Métodos con contacto.	62

Método sin contacto basado en inducción magnética.	65
Métodos híbridos.....	65
Capítulo III	66
Fases para la adquisición de señales bioeléctricas	66
Adquisición señales bioeléctricas	66
<i>Electrodos</i>	66
<i>Filtros analógicos</i>	69
Tipos de filtros.	69
Orden de un filtro.	71
Topología de los filtros.	72
Instrumentación.....	72
<i>Amplificadores de instrumentación</i>	72
<i>Amplificador operacional en configuración no inversora</i>	73
<i>Amplificador de aislamiento</i>	74
<i>Amplificador operacional en configuración inversora</i>	75
<i>Rectificadores de media onda</i>	76
<i>Amplificador operacional como integrador</i>	76
<i>XR2206 circuito integrado generador de funciones</i>	77
Etapas de selección, aislamiento, filtrado y amplificación para la señal del ECG	78
<i>Etapa de selección</i>	78
<i>Etapa de aislamiento</i>	79
<i>Etapa de preamplificación</i>	80
<i>Circuito para la pierna derecha</i>	81

<i>Etapa de filtrado y amplificación</i>	83
Filtro pasa alto (HPF).....	83
Filtro pasa bajo (LPF).....	85
Filtro notch.....	89
Etapas de aislamiento, filtrado, amplificación, rectificación e integración para la señal del EMG	92
<i>Etapa de aislamiento</i>	92
<i>Etapa de preamplificación</i>	93
<i>Etapa de filtrado y amplificación</i>	94
Filtro pasa alto (HPF).....	94
Filtro pasa bajo (LPF).....	96
<i>Etapa de rectificación</i>	99
Rectificador de precisión media onda.....	99
<i>Etapa de integración</i>	100
Integrador.	100
Etapas de aislamiento, filtrado, amplificación, para la señal del EOG	102
<i>Etapa de preamplificación</i>	102
<i>Etapa de aislamiento</i>	103
Filtro pasa alto (HPF).....	103
Filtro pasa bajo (LPF).....	106
Etapas de aislamiento, filtrado y amplificación para la señal del EEG	109
<i>Ubicación de electrodos</i>	109
<i>Etapa de preamplificación</i>	110

<i>Etapa de aislamiento</i>	111
<i>Etapa de filtrado y amplificación</i>	111
Filtro pasa alto (HPF).....	112
Filtro pasa bajo (LPF).....	114
Amplificador.....	117
Etapas de aislamiento, filtrado, amplificación, para la señal Zcuerpo	118
<i>Etapa de preamplificación</i>	118
<i>Etapa de aislamiento</i>	119
<i>Etapa de filtrado y amplificación</i>	120
Filtro pasa alto (HPF).....	120
Filtro pasa bajo (LPF).....	122
<i>XR206 circuito integrado – oscilador de frecuencias</i>	125
<i>Fuente de corriente constante</i>	126
<i>Circuito demodulador y de amplificación</i>	127
Capítulo IV	131
Diseño de comunicaciones	131
Internet de las cosas	131
<i>Arquitectura del IoT</i>	131
Arquitectura basada en cloud y fog.	132
Cloud computing.....	133
Fog computing.	134
Social IoT.	134
Protocolos de comunicación IOT	135

OPC UA	135
HTTP (REST/JSON)	136
MQTT	136
CoAP	137
DDS	137
AMQP	138
Plataformas de comunicación IOT	138
Xively	138
Introducción.	138
Hardware compatible.	139
Xively Api.	139
Carriots	140
Introducción.	140
Hardware compatible.	141
Carriots Api.....	141
Thingspeak	142
Introducción.	142
Hardware compatible.	143
Thigspeak Api.	143
Chart api.....	144
Thing tweet.	144
Thinghttp.....	145
Tweetcontrol.	145
React.	145

<i>Ubidots</i>	145
Introducción.	145
Hardware compatible.	146
Ubidots Api.	146
<i>Nodo – red</i>	147
Introducción.	147
Entorno de ejecución.	147
Dashboards	150
Hardware compatible.	151
Nodo – red Api.	151
Api del módulo nodo-red.	151
Api HTTP de administrador.	152
Api de almacenamiento.	152
Api de context store.	153
Tarjeta de comunicación con características IoT – raspberry pi	153
<i>Introducción.</i>	153
<i>Concepto</i>	155
<i>Raspberry pi 3 B+</i>	155
Especificaciones.	156
Especificaciones físicas	157
Desarrollo de la aplicación	160
<i>Acondicionamiento de las señales bioeléctricas</i>	161
<i>Lectura de datos</i>	162
<i>Envío de datos a la aplicación IoT.</i>	163

Capítulo V.....	166
Pruebas y análisis de resultados del módulo de adquisición de señales bioeléctricas ECG, EMG, EOG, EEG y Zcuerpo.....	166
Adquisición y análisis de la señal del ECG.....	167
<i>ECG – pruebas</i>	168
Adquisición y análisis de la señal del EMG.....	172
<i>EMG – pruebas</i>	172
<i>Adquisición de la señal EMG</i>	172
Adquisición y análisis de la señal del EOG.....	176
<i>EOG – pruebas</i>	176
<i>Adquirir e identificar la señal del EOG</i>	176
Adquisición y análisis de la señal del EEG.....	181
<i>EEG – pruebas</i>	181
<i>Adquisición de la señal EEG</i>	181
Adquisición y análisis de la señal del Zcuerpo.....	185
<i>Zcuerpo – pruebas</i>	185
<i>Adquisición de la señal Zcuerpo</i>	185
Capítulo VI.....	189
Conclusiones y recomendaciones.....	189
Conclusiones.....	189
Recomendaciones.....	190

Bibliografía192

Anexos200

Índice de Figuras

Figura 1 El cerebro y sus partes principales.....	39
Figura 2 Ondas eléctricas producidas en un EEG normal.	40
Figura 3 Ubicación de electrodos EEG	41
Figura 4 Diástole y sístole	43
Figura 5 Elementos del sistema de conducción	45
Figura 6 Ondas del electrocardiograma.	46
Figura 7 Componentes del espacio P-R o P-Q.	47
Figura 8 Derivaciones Unipolares y Bipolares para la medición del latido cardíaco	49
Figura 9 Derivaciones aVR, aVL y aVF.	50
Figura 10 Derivaciones precordiales.....	52
Figura 11 Sistema neuromuscular (unidad motora + músculos).	53
Figura 12 Señal obtenida de un EMG normal.....	54
Figura 13 Ubicación de electrodos EMG.....	55
Figura 14 Músculos extrínsecos del ojo.	56
Figura 15 Movimientos oculares del ojo en forma de un dipolo	59
Figura 16 Ubicación de electrodos EOG.....	60
Figura 17 Forma de onda EOG cuando la persona mira hacia arriba, al frente y hacia abajo.	60
Figura 18 Permitividad y resistividad en función de la frecuencia.	62
Figura 19 Método de medida a 2 electrodos.....	63
Figura 20 Método de medida a 4 electrodos.....	64
Figura 21 Método de medida a 3 electrodos.....	64
Figura 22 Circuito equivalente de un electrodo en contacto con la Piel.....	67
Figura 23 Electrodo convencional.....	68

Figura 24 Representación ideal de un filtro pasa bajo	69
Figura 25 Representación ideal de un filtro pasa alto	70
Figura 26 Representación ideal de un filtro pasa banda.	70
Figura 27 Representación ideal de un filtro rechaza banda.	71
Figura 28 Amplificador operacional de instrumentación.	73
Figura 29 Amplificador operacional de instrumentación.	74
Figura 30 Amplificador de aislamiento.....	75
Figura 31 Amplificador operacional inversor.....	75
Figura 32 Rectificador de media onda.....	76
Figura 33 Amplificador operacional como integrador.....	77
Figura 34 XR2206 Circuito Integrado.....	78
Figura 35 Circuito selector	79
Figura 36 Esquema etapa de aislamiento ECG	80
Figura 37 Circuito Integrado AD620.	81
Figura 38 Circuito de pierna derecha.....	82
Figura 39 Esquema de un filtro pasa alto ECG	83
Figura 40 Esquema filtro pasa alto ECG	85
Figura 41 Gráfico de frecuencia HPF del ECG	85
Figura 42 Esquema de un filtro pasa bajo ECG.....	86
Figura 43 Esquema filtro pasa bajo ECG.....	88
Figura 44 Gráfico de frecuencia LFP del ECG	89
Figura 45 Esquema filtro Notch.	89
Figura 46 Esquema filtro notch ECG.	91
Figura 47 Gráfico de frecuencia del ECG.....	91

Figura 48 Circuito implementado ECG.....	92
Figura 49 Esquema etapa de aislamiento EMG.....	93
Figura 50 Esquema filtro pasa alto EMG	96
Figura 51 Gráfico de frecuencia HFP del EMG.....	96
Figura 52 Esquema filtro pasa bajo EMG	99
Figura 53 Gráfico de frecuencia LPF del EMG.....	99
Figura 54 Amplificador rectificador de media onda.....	100
Figura 55 Forma de onda seno – aplicación del rectificador de media onda.....	100
Figura 56 Amplificador integrador.....	101
Figura 57 Forma de onda seno aplicación del amplificador integrador.....	101
Figura 58 Circuito implementado EMG.....	102
Figura 59 Esquema etapa de aislamiento EOG.....	103
Figura 60 Esquema filtro pasa alto EOG.....	105
Figura 61 Gráfico de frecuencia HFP del EOG.....	105
Figura 62 Esquema filtro pasa bajo EOG.....	108
Figura 63 Gráfico de frecuencia LPF del EOG.....	108
Figura 64 Circuito implementado EOG.....	109
Figura 65 Posición de electrodos.....	110
Figura 66 Esquema etapa de aislamiento EEG.....	111
Figura 67 Esquema filtro pasa alto EEG.....	113
Figura 68 Gráfico de frecuencia HPF del EEG	114
Figura 69 Esquema filtro pasa bajo EEG.....	116
Figura 70 Gráfico de frecuencia LFP del EEG	116
Figura 71 Gráfico de frecuencia LFP del EEG	117

Figura 72 Circuito implementado EEG.....	118
Figura 73 Esquema etapa de aislamiento Zcuerpo.....	119
Figura 74 Esquema filtro pasa alto Z cuerpo humano	122
Figura 75 Gráfico de frecuencia HFP Z cuerpo humano.	122
Figura 76 Esquema filtro pasa bajo Z cuerpo humano	124
Figura 77 Gráfico de frecuencia LPF Z cuerpo humano	125
Figura 78 Esquema Oscilador de frecuencias	125
Figura 79 Gráfico frecuencia Oscilador Wien	126
Figura 80 Esquema de una fuente de corriente constante.....	126
Figura 81 Esquema fuente de corriente constante.....	127
Figura 82 Circuito demodulador.....	128
Figura 83 Circuito sumador.....	128
Figura 84 Divisor de tensión y filtro RC.....	129
Figura 85 Formas de onde del demodulador.....	129
Figura 86 Circuito implementado Zcuerpo.....	130
Figura 87 Arquitectura Could y Fog	132
Figura 88 Arquitectura Could Computing.....	133
Figura 89 Arquitectura Fog Computing	134
Figura 90 Arquitectura Social IoT	135
Figura 91 Arquitectura Nodo – red.....	148
Figura 92 Panel Frontal Nodo – red.....	149
Figura 93 Cuadros de mando.....	150
Figura 94 Placas Raspberry Pi A y Raspberry Pi B (izquierda y derecha respectivamente).	153
Figura 95 Placas Raspberry Pi 3 B +.....	155

Figura 96 Procesador BCM2837B0.....	157
Figura 97 Chip CYW43455.....	158
Figura 98 (a) Fuente micro USB (b) PoE HAT.....	158
Figura 99 Distribución de pines GPIO de la Raspberry Pi 3 B+.....	159
Figura 100 Circuito de compensación offset.....	161
Figura 101 Arduino nano.....	162
Figura 102 Herramientas de Node – red.....	164
Figura 103 Modulo de adquisición de señales bioeléctricas.....	166
Figura 104 Ubicación de electrodos (ECG).....	168
Figura 105 Señal del ECG D1.....	169
Figura 106 Señal del ECG D2.....	169
Figura 107 Señal del ECG D3.....	170
Figura 108 Señal del ECG AVR.....	170
Figura 109 Señal del ECG AVL.....	171
Figura 110 Señal del ECG AVF.....	171
Figura 111 Ubicación de electrodos del EMG.....	173
Figura 112 Contracción isométrica - EMG.....	173
Figura 113 Contracción isotónica - EMG.....	174
Figura 114 Fatiga muscular - EMG.....	174
Figura 115 Respuesta del Integrado - EMG.....	175
Figura 116 Ubicación de electrodos del EOG.....	177
Figura 117 Señal en reposo - EOG.....	177
Figura 118 Señal en parpadeo – EOG.....	178
Figura 119 Ojos hacia arriba – EOG.....	178

Figura 120 Ojos hacia abajo – EOG	179
Figura 121 Ojos hacia la derecha – EOG.....	179
Figura 122 Ojos hacia la izquierda – EOG.....	180
Figura 123 Ubicación de electrodos del EEG	182
Figura 124 Prueba persona relajada - EEG.....	182
Figura 125 Parpadeo de ojos - EEG.....	183
Figura 126 Rotación de ojos - EEG.....	183
Figura 127 Cerrar y abrir los ojos - EEG	184
Figura 128 Ubicación de electrodos del Zcuerpo	186
Figura 129 Salida del demodulador - Zcuerpo.....	186
Figura 130 Salida del demodulador - Zcuerpo.....	187
Figura 131 Señal Zcuerpo final	188
Figura 132 Impedancia en respuesta de la frecuencia.	188

Índice de Tablas

Tabla 1 Movimientos musculares del ojo	58
Tabla 2 Significados de las abreviaturas usadas en el circuito.....	67
Tabla 3 Parámetros de petición Xively.....	140
Tabla 4 Parámetros de petición Carriots.	142
Tabla 5 Parámetros de petición ThingSpeak.	144
Tabla 6 Formatos disponibles para enviar información.	146
Tabla 7 Formatos disponibles el módulo Node – Red.....	151
Tabla 8 Formatos disponibles en el administrador Node – Red	152
Tabla 9 Características de versiones Raspberry.....	154
Tabla 10 Especificaciones Raspberry Pi 3 B+.	156
Tabla 11 Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal ECG.....	167
Tabla 12 Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal EMG.....	172
Tabla 13 Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal EOG.	176
Tabla 14 Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal EEG.	181
Tabla 15 Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal Zcuerpo.....	185

Índice de Ecuaciones

<i>Ecuación 1</i> Cálculo del potencial eléctrico.....	66
<i>Ecuación 2</i> Voltaje de salida de un amplificador de instrumentación.....	73
<i>Ecuación 3</i> Voltaje de salida de un amplificador no inversor.....	74
<i>Ecuación 4</i> Voltaje de salida del amplificador de aislamiento.....	75
<i>Ecuación 5</i> Voltaje de salida del amplificador inversor.....	75
<i>Ecuación 6</i> Voltaje de salida del rectificador de media onda.....	76
<i>Ecuación 7</i> Voltaje de salida de un integrador señal sin componente dc.....	77
<i>Ecuación 8</i> Voltaje de salida de un integrador señal sin componente ac.....	77

Resumen

En el presente documento se describe el diseño e implementación de un módulo de adquisición de señales bioeléctricas. Siendo cinco: El Electrocardiograma (ECG), que muestra la actividad eléctrica del del corazón, su frecuencia que varía de 0.5 Hz hasta unos 150 Hz, con una amplitud de 1 mV; El Electromiograma (EMG) que cual muestra la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos, su frecuencia varia de 90 Hz hasta aproximadamente 10 KHz, con una amplitud que puede variar de 50uV a 1mV; El Electrooculograma (EOG), en la cual se puede identificar las señales características del movimiento sacádico de los ojos, esta señal varia de 0.05Hz a 30 Hz; El Electroencefalograma (EEG) que registran las señales provenientes de la actividad eléctrica del córtex cerebral, con un rango de frecuencia que va desde 0.5 Hz hasta 30 Hz, y con una amplitud que varía de 1 a 100 uV, y por último; La impedancia del cuerpo (Zcuerpo) que al aplicar una corriente de 1mA con una frecuencia de 50 KHz al cuerpo de una persona, produce una señal entre 1Hz a 30 Hz, en función del tipo de tejido. En el capítulo 3, se desarrollan las fases para la adquisición de las señales bioeléctricas: El diseño de amplificadores según las características propias de amplitud de la señal biológica; Los filtros empleados según la frecuencia propia de la señal medida; Los circuitos adicionales como rectificadores, integradores, oscilador y fuente de corriente constante. El capítulo 4, trata del diseño de comunicaciones, mediante el protocolo MQTT, empleando un bróker (raspberry), con una dirección IP estática, que envía los datos a una plataforma IoT Nodo – Red, permite conectar dispositivos Android conectados a la misma red, como adicional se tiene una visualización remota, en la cual se emplea una pantalla touch en la cual también se presentaran las señales, que están conectadas a la raspberry mediante el cable HDMI. El capítulo 5, trata del análisis de resultados, en los cuales se realizan varias pruebas en el cuerpo humano, para reconocer el tipo de señal biológica presentada y los rangos de amplitud y frecuencia de cada medición.

Palabras clave:

- **SEÑALES BIOÉLECTRICAS**
- **PROTOCOLOS DE MEDICIÓN DE SEÑALES BIOLÓGICAS**
- **PROTOCOLO DE COMUNICACIONES**
- **IOT**

Abstract

This paper describes the design and implementation of a module for the acquisition of bioelectrical signals. Five of them are: The Electrocardiogram (ECG), which shows the electrical activity of the heart, its frequency varies from 0.5 Hz to about 150 Hz, with an amplitude of 1 mV; The Electromyogram (EMG) which shows the electrical activity of skeletal muscles, its frequency varies from 90 Hz to about 10 KHz, with an amplitude that can vary from 50uV to 1mV; The Electrooculogram (EOG), which can identify the characteristic signals of the saccadic movement of the eyes, this signal varies from 0.05Hz to 30 Hz; the Electroencephalogram (EEG) which records the signals coming from the electrical activity of the cerebral cortex, with a frequency range that goes from 0.5 Hz to 30 Hz, and with an amplitude that varies from 1 to 100 uV, and finally; the body impedance (Z_{body}) that when applying a current of 1mA with a frequency of 50 KHz to the body of a person, produces a signal between 1Hz to 30 Hz, depending on the type of tissue. In chapter 3, the phases for the acquisition of bioelectrical signals are developed: the design of amplifiers according to the amplitude characteristics of the biological signal; the filters used according to the frequency of the measured signal; the additional circuits such as rectifiers, integrators, oscillator and constant current source. Chapter 4, deals with the design of communications, using the MQTT protocol, using a broker (raspberrypi), with a static IP address, which sends data to an IoT platform Node - Network, allows connecting Android devices connected to the same network, as an additional remote display, which uses a touch screen in which the signals are also presented, which are connected to the raspberrypi via HDMI cable. Chapter 5, deals with the analysis of results, in which several tests are performed on the human body, to recognize the type of biological signal presented and the amplitude and frequency ranges of each measurement.

Key words:

- **BIOELECTRICAL SIGNALS**
- **BIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT PROTOCOLS**
- **COMMUNICATIONS PROTOCOL**
- **IOT**

Capítulo I

1. Introducción

1.1. Antecedentes

La medicina es la ciencia que se encarga del estudio de las enfermedades que afectan a los seres humanos, la prevención y su posterior tratamiento y requiere herramientas tecnológicas que le permita cumplir su cometido. La bioingeniería emplea las habilidades de la ingeniería para ayudar a resolver problemas de las Ciencias Naturales, dentro se encuentra la Ingeniería biomédica que permite resolver problemas en el campo de la medicina. Esto puede incluir tareas como el diseño de equipos y dispositivos médicos, la supervisión y fabricación de productos o la investigación en campos vinculados a la medicina (Smith, n.d.).

La instrumentación biomédica siendo una sub-rama de la bioingeniería se encarga del diseño de instrumentos para medir, registrar y/o procesar las señales producidas por los seres vivos, que pueden ser de tipo físico, químico, eléctrico, óptico o electromagnético. Los equipos o instrumentos utilizados en medicina sirven principalmente para el diagnóstico, monitorización, aplicación de terapia, cirugía, prótesis y rehabilitación de pacientes (Perez, n.d.). En la línea del tiempo varios son los avances tecnológicos que permiten mejorar la calidad de cuidados proporcionados a los individuos enfermos, miniaturizando los dispositivos y brindando mayores prestaciones, para aumentar la comodidad del paciente y reducir los riesgos que conlleva su aplicación.

En el ámbito académico para el desarrollo de prácticas vinculadas a la biomedicina tanto en ingeniería como en biología y medicina sea para pregrado o posgrado; en las universidades que proponen este tipo de especialidad o estudios, se hace necesario desarrollar módulos

didácticos con tecnología actual, que permitan interactuar a los participantes, estudiantes y docentes de forma real y cercana con las señales bioeléctricas. Un módulo didáctico con características del Internet de las cosas (con sus siglas en inglés IoT) es una herramienta eficaz y didáctica para todas las ciencias, en esta ocasión la medicina en donde se podrá simular, recopilar datos, analizar y monitorear medidas bioeléctricas provenientes del cuerpo humano, permitiendo la optimización de recursos, mejoras de rendimientos y calidad de procesos (Gonzalez, 2011).

El IoT es un sistema de dispositivos informáticos interrelacionados, máquinas mecánicas y digitales, objetos, animales o personas que cuentan con identificadores únicos y la capacidad de transferir datos a través de una red (A.Contreras, 2019).

El desarrollo del Internet de las Cosas está llevando a que el consumidor sea cada vez más exigente, al estar conectados y localizables en todo momento facilita una mayor personalización de los servicios y objetos que nos rodean, así como una mayor información disponible en el momento de la toma de decisiones (Sevilla, 2015).

Algunas de las principales características del IoT es que combina la parte de software y hardware convirtiendo a un equipo cotidiano en Smart, la conectividad es un factor importante ya que permite la compatibilidad y acceso a la red permite la interacción entre personas desde distintas partes del mundo, además posee una capacidad de memoria para almacenamiento de datos de forma segura (Vega, 2015).

1.2. Planteamiento del problema

En la medición y análisis de señales bioeléctricas se pueden emplear métodos no invasivos y métodos invasivos, en este último método, el cuerpo puede ser agredido química,

mecánica, mediante inyecciones intradérmicas y/o subcutáneas, o la introducción de tubos en el cuerpo. Los instrumentos y/o equipos especiales para medir las fisiológicas son difíciles de acceder para realizar investigación (ANONIMO, n.d.); en el desarrollo de nuestro proyecto solo se utilizarán métodos no invasivos.

La implementación de módulos con tecnología actual para la asignatura de instrumentación biomédica, permitirá a los estudiantes realizar prácticas que refuercen sus conocimientos teóricos. Los conocimientos teóricos pueden ser comprobados de forma real mediante una práctica de laboratorio en donde se pueda visualizar las formas de onda de las mediciones realizadas a un individuo como el Electroencefalograma (EEG), Electrooculograma (EOG), Electrocardiograma (ECG), Electromiograma (EMG) e Impedancia del cuerpo (Z_{cuerpo}).

El desarrollo de este proyecto permitirá disponer de un módulo didáctico en el laboratorio de Comunicaciones de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Sede Latacunga, en el que se pueda manipular instrumentos de medición de señales bioeléctricas, que generalmente no están al alcance de los estudiantes que no pertenece al campo de la medicina.

El sistema de educación ha cambiado radicalmente como consecuencia del brote del virus COVID-19, que ha golpeado de manera abrupta a todo el mundo sin importar raza, religión, género, edad ni economía; por lo que las actividades prácticas, obliga a todos los docentes a hacer uso del internet y explotar todos sus beneficios.

En situaciones de emergencia es el momento ideal para usar plataformas que aprovechen el internet que es una red a nivel mundial y una manera rápida de compartir información. Para el presente proyecto se ha optado por aprovechar las virtudes que provee el manejo del Internet de las cosas, creando una aplicación que permita interactuar al docente con los estudiantes, permitiendo realizar prácticas mediante el internet y Smartphone que en la

actualidad la mayoría de personas las tienen al alcance de su mano y así poder aportar en el aprendizaje de los estudiantes.

1.3. Justificación e importancia

El continuo desarrollo de avances tecnológicos en la medicina a nivel mundial, exige a la sociedad actual especializarse en la rama de la bioingeniería, por lo tanto, los ingenieros pondrán un considerable esfuerzo en aprender varias tecnologías modernas para fortalecer su conocimiento con un retorno de inversión eficiente, donde se mejorará los equipos y herramientas médicas que ayuden a un especialista a diagnóstico oportuno.

En la actualidad estamos viviendo una de las peores crisis que ha vivido el mundo, con la aparición del virus COVID - 19, el cual impide interactuar de manera presencial docentes con estudiantes, dificultando el aprendizaje y obligando a buscar nuevas herramientas opcionales, por esta razón se plantea la implementación de un módulo didáctico con una aplicación basada en protocolos de comunicación IoT, que permite recolectar, registrar y procesar información de las señales bioeléctricas del cuerpo humano usando el internet y dispositivos Smartphone, haciendo que el aprendizaje de la materia de instrumentación biomédica y materias afines sean más fáciles y accesibles.

En la actualidad los avances tecnológicos han progresado rápidamente, donde se correlacionan varias disciplinas, como la medicina que estudia las enfermedades que afectan a los seres humanos y los tratamientos para curarlos. El uso de instrumentos y equipos con tecnología de punta que permite a los médicos realizar un diagnóstico oportuno para mejorar la salud de los pacientes.

La medicina es la ciencia que posibilita generar un diagnóstico, tratamiento y prevención de una enfermedad, afección o dolencia de acuerdo a los síntomas o pruebas de laboratorio y medición de señales que proporciona el cuerpo humano. Las señales bioeléctricas otorgan diferentes tipos de información y facilita al médico establecer un posible diagnóstico de acuerdo al análisis de las formas de onda.

Una parte importante del proyecto es la ubicación correcta de los electrodos en el cuerpo humano para la adquisición de las señales bioeléctricas, que en el proyecto se realiza de forma no invasiva, para no ocasionar dolor al individuo y para una adecuada visualización de la información. La interpretación de las formas de onda de una señal bioeléctrica se distinguirá de la amplitud, frecuencia y de forma enfática su forma, por otra parte, se puede analizar el momento en que las señales bioeléctricas se activan o inhiben.

El presente proyecto tiene la necesidad de manejar plataformas de comunicación por el cual se enviará la información de las señales bioeléctricas con la finalidad de registrar para un posterior análisis; así que se maneja la tecnología IoT (Internet de las cosas), donde hace referencia a la integración de objetos físicos con sensores, software y protocolos de comunicación para conectar e intercambiar datos con otros usuarios de esta plataforma de forma rápida y segura.

Concretamente el proyecto pretende el desarrollo de un sistema de adquisición, procesamiento y visualización de señales bioeléctricas, tomando a la ingeniería electrónica como una herramienta tecnológica que permita incrementar el interés investigativo en el área de las aplicaciones biomédicas.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

- Implementar un módulo IoT didáctico mediante el uso de una tarjeta de adquisición de datos y comunicación, para la adquisición, registro y procesamiento de señales bioeléctricas.

1.4.2. Objetivos específicos

- Investigar las características de las señales bioeléctricas del cuerpo humano.
- Diseñar el sistema de adquisición y visualización de las señales adquiridas del cuerpo humano.
- Integración de IoT al módulo didáctico.
- Realizar pruebas funcionales del módulo, evaluar su desempeño y analizar los resultados obtenidos.

Capítulo II

2. Marco teórico

2.1. Electroencefalograma (EEG)

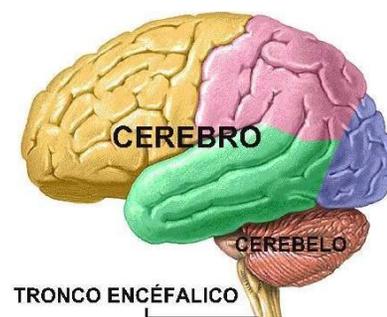
2.1.1. Introducción

El cerebro es el órgano más complejo del cuerpo humano y forma parte del sistema nervioso central, el cual controla las funciones del organismo como: las funciones vitales, sentidos, pensamientos, movimientos, comportamiento y razonamiento.

El cerebro o también llamado encéfalo, consta de tres áreas principales: el propio cerebro, el cerebelo y el tronco cerebral. Según el estado de salud en el que se encuentra el paciente, edad y estímulos externos, genera ondas que pueden ser representadas a través de una técnica de exploración denominada electroencefalograma.

Figura 1

El cerebro y sus partes principales.



Nota: Tomado de (Quiroz, 2017).

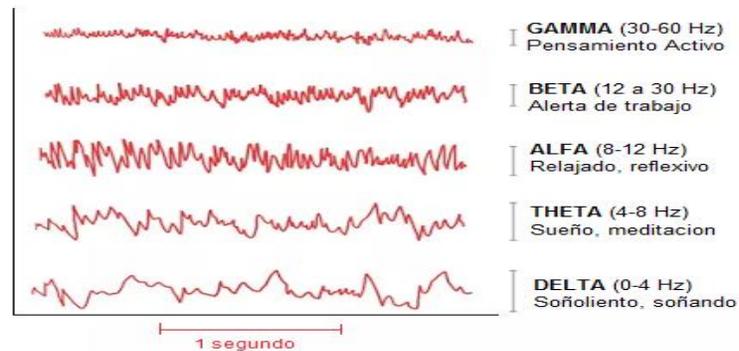
2.1.2. Definición

Es una representación gráfica de la actividad eléctrica del cerebro, esta señal se obtendrá mediante el uso de electrodos adecuados para visualizar las ondas cerebrales. Por medio del EEG se realiza un análisis no invasivo de la actividad cerebral, que puede ser usado por los especialistas para emitir un diagnóstico adecuado. Las amplitudes de la señal del EEG normal, está en un rango de 30 a 100 μV .

El cerebro presenta los siguientes tipos de onda: delta δ (0-4 Hz), theta θ (4-8 Hz), alfa α (8-12 Hz), beta β (12 a 30 Hz), y gamma γ (30-60 Hz). (Vallabhaneni et al., 2005, páginas 85–121)

Figura 2

Ondas eléctricas producidas en un EEG normal.



Nota. Tomado de (Adelgazamiento, 2014).

Un EEG cumple con la funcionalidad de diagnóstico de trastornos cerebrales. . (P. & Alvarez, 2013).

Por otra parte, es fundamental mencionar que el EEG es sensible al ruido ocasionado por actividades fisiológicas como, la señal del corazón, el biopotencial entregado por la piel, el movimiento de los ojos y además capta ruido proveniente de la red y de los electrodos.

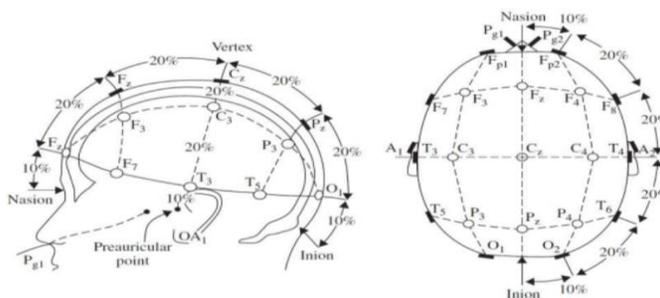
2.1.3. Ubicación de electrodos

La disposición de los electrodos en el cuero cabelludo, se basa en el denominado sistema “diez-veinte” (10-20) y catalogado como el método de posicionamiento estándar. Este sistema tiene como referencia el 10% a la distancia entre los electrodos contiguos y el 20% es la distancia total entre los 4 ejes (delantera/trasera o derecha/izquierda), de manera que cada electrodo registre una variación de potencia en cada zona de la cabeza. (Taywadw & Raut, 2012)

Para la obtención del EEG, se requiere que el paciente esté relajado, en un ambiente de poco iluminado y con los ojos cerrados. Y debe cumplir con la siguiente recomendación: dormir lo habitual la noche anterior a la prueba, excepto para el análisis de la privación del sueño la cual debe pasar de 12 a 24 horas de vigilia. (Ramos-Argüelles, Morales, Egozcue, Pabón, & Alonso, 2009)

Figura 3

Ubicación de electrodos EEG



Nota. Tomado de (González, 2014).

2.1.4. *Montaje de electrodos*

Existen dos formas de realizar correctamente el montaje de los electrodos:

- Monopolar o referencial

Al electrodo encargado de realizar el registro se le denomina “electrodo activo”, mientras que al que se coloca como referencia se le denomina “referencial”, este típicamente está ubicado en los lóbulos de las orejas, el mastoideo o el mentón. (Navarro, 2009)

- Bipolar o diferencial

Las señales procedentes de parejas de electrodos activos, compara la actividad entre ellos y la elimina, registrando únicamente las diferencias de tensión entre los electrodos.

(Navarro, 2009)

2.2. Electrocardiograma (ECG)

2.2.1. *Introducción*

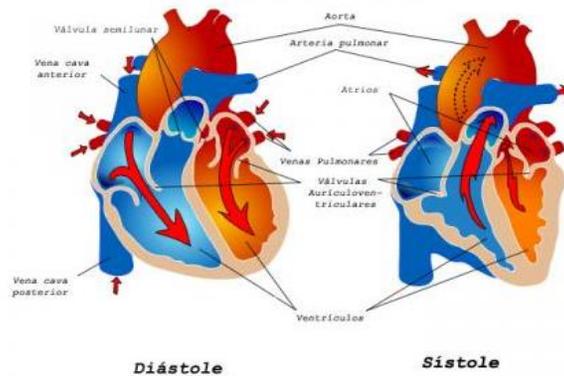
El corazón es un órgano musculoso, dividido en derecho e izquierdo. El derecho consta de aurícula y ventrículo derecho conectado por la válvula tricúspide, el izquierdo está formado por la aurícula y el ventrículo izquierdo conectado por la válvula mitral. Presenta dos tipos de movimiento que son la diástole y la sístole.

Durante la sístole el corazón se contrae, expulsando sangre, el ventrículo derecho envía sangre desoxigenada proveniente de la arteria pulmonar mientras el ventrículo izquierdo envía sangre oxigenada a todo el organismo a través de la arteria aorta.

Mientras en la diástole el corazón se destensa y los ventrículos comienzan a llenarse de sangre. En el ventrículo izquierdo, la sangre recién oxigenada procede de las venas pulmonares a través de la aurícula izquierda. En el ventrículo derecho, la sangre desoxigenada procedente de todo el organismo y recogida por las venas cavas llega a través de la aurícula derecha. (Azcona, 2009)

Figura 4

Diástole y sístole



Nota. Tomado de (UNCOMO, 2019)

2.2.2. Sistema de conducción

Son estructuras con la finalidad de producir y transmitir impulsos eléctricos que provocan la contracción del corazón.

2.2.2.1. Elementos del sistema de conducción.

- Nodo sinoauricular (nodo SA)

Es una estructura subepicárdica, llamada el marcapasos natural del corazón, está localizado en la parte superior y anterior de la aurícula derecha. Se caracteriza por la

independencia de células, cuya función es generar estímulos eléctricos a una frecuencia aproximada de 60 a 100 impulsos por minuto, controlando el ritmo cardíaco. (EKG, 2013)

- El nodo auriculoventricular (nodo AV)

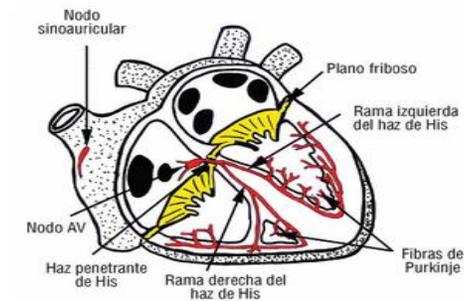
Es una estructura ovalada y su tamaño es la mitad que el del nodo SA, está situado en la parte inferior y posterior de la aurícula derecha. Tiene la finalidad de transmitir estímulos desde las aurículas a los ventrículos, retrasa el impulso cardíaco y regula el número de estímulos hacia los ventrículos.

- Haz de His

Está adherido en el cuerpo fibroso central, y se divide en dos ramas derecha e izquierda. Ambas ramas recorren el tabique interventricular, hasta que la izquierda se divide en dos subramas, izquierda y derecha, que se extienden desde la base de ambos músculos papilares hasta el miocardio adyacente, extendiéndose y terminando en las fibras de Purkinje. (EKG, 2013)

- Fibras de Purkinje

Estas fibras se encargan de despolarizar los ventrículos, enviando la activación eléctrica proveniente del nodo sinusal. Compuestas por células capacitadas en conducir el estímulo eléctrico en forma rápida, y forman una red subendocárdica en ambos ventrículos, optimizando la despolarización simultánea.

Figura 5*Elementos del sistema de conducción**Nota.* Tomado de (Sánchez Quintana, 2003)

2.2.3. Definición

El electrocardiograma (*ECG*), es un reconocimiento de la actividad eléctrica del corazón. El ECG es un método de diagnóstico basado en el registro de la actividad eléctrica cardíaca. El corazón, para contraerse y ejercer su función de bomba, necesita ser eléctricamente estimulado.

Los estímulos producen potenciales eléctricos de baja amplitud que pueden ser medidos, mediante el empleo de electrodos y cables conectados a la superficie corporal del individuo. Después esta señal es enviada a un amplificador para aumentar la amplitud de la diferencia de potencia. (Zavala Villeda, 2017)

2.2.4. Interpretación de un electrocardiograma

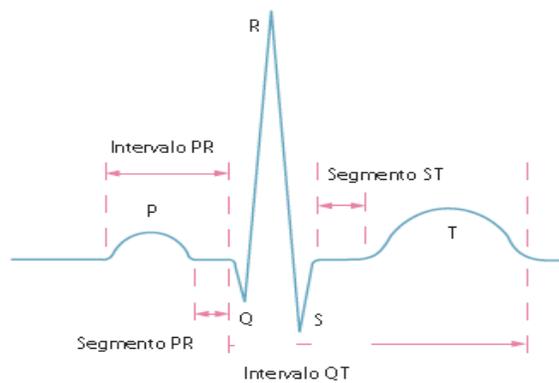
El ECG presenta una línea isoelectrica o basal, que se identifica por ser una línea horizontal existente en cada latido. Los latidos están formados por ángulos, segmentos, ondas e intervalos que se repiten con una frecuencia regular. (Azcona, 2009)

Con una referencia horizontal se hace referencia al tiempo transcurrido, y la distancia en referencia vertical representa el voltaje que se produce.

El electrocardiograma habitual consta de 5 ondas: P, Q, R, S y T, como se muestra en la Figura 6.

Figura 6

Ondas del electrocardiograma.



Nota. Tomado de (Azcona, 2009)

2.2.4.1. Onda P.

Es la primera onda del electrocardiograma. Se presenta cuando la aurícula se contrae y envía sangre a los ventrículos este proceso tarda aproximadamente entre 0,006 s a 0,10 s y cuya

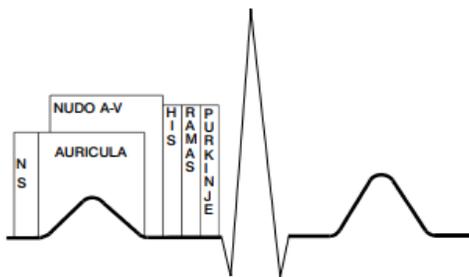
amplitud varía desde los 0,5 mm a 2,5 mm. (Salazar, Electrocardiograma. Componentes. Valores normales y semiología de las perturbaciones., 2005)

2.2.4.2. Conducción Aurículoventricular - Segmento P-R o P-Q.

Durante este segmento, las aurículas finalizan el vaciado y producen una disminución en la transmisión de la corriente eléctrica a través del corazón, antes del inicio de la contracción de los ventrículos. (Azcona, 2009) . Tiene una duración aproximada entre 0,12 y 0,20 s.

Figura 7

Componentes del espacio P-R o P-Q.



Nota. Tomado de (Salazar, Las derivaciones del electrocardiograma, 2005)

En la Figura 7 se observa que el espacio P-R tiene componentes atriales y componentes puramente ventriculares. Por eso el segmento del espacio P-R o P-Q pueden encontrarse en el miocardio auricular o ventricular.

2.2.4.3. Complejo ventricular QRS.

Este segmento se da cuando los ventrículos se contraen y expulsan la sangre, este proceso tarda aproximadamente de 0,06 s a 0,08 s. Formado por las ondas Q, R y S. La onda Q es la primera deflexión negativa presente después del segmento P-R, esta no siempre está

presente. La onda R es la deflexión positiva, es muy variable en altura. La onda S se observa como continuación directa de la onda R y comienza a partir del punto en que su fase va decreciendo, se hace negativa.

2.2.4.4. Segmento ST.

Representa la primera parte de la repolarización ventricular, normalmente, el segmento ST es plano con respecto a la línea basal.

2.2.4.5. Onda T.

Consiste en una deflexión normalmente positiva que asemeja el relieve de una montaña más o menos simétrica. Su altura suele estar entre dos y cuatro cuadrados pequeños y su duración no debe exceder de 0,10 s a 0,25 s. En este periodo el corazón se encuentra en un período de relajación, expulsado la sangre que se encontraba en los ventrículos.

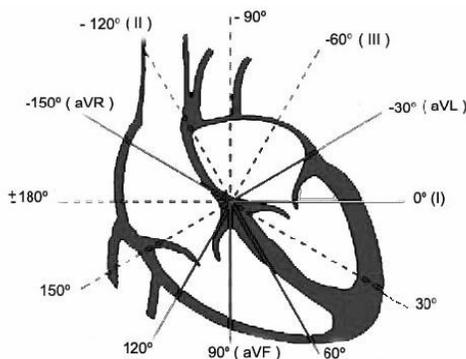
2.2.5. *Ubicación de electrodos – derivaciones*

Las derivaciones son métodos convencionales para registrar potenciales eléctricos provenientes del movimiento cardiaco. Estas derivaciones son 12; dividiéndose en bipolares y unipolares; 3 de ellas son bipolares y se conocen con los nombres de D1, D2 y D3; las otras 9 son unipolares conocidas como VR, VL y VF, V1, V2, V3, V4, V5 y V6. (Salazar, Electrocardiograma. Componentes. Valores normales y semiología de las perturbaciones., 2005).

Para la obtención de las derivaciones, se emplea una referencia de seis ejes separados entre sí por 30°, permitiendo orientar al vector resultante de la actividad eléctrica del corazón. (Robledo Carmona, Jiménez Navarro, & Robledo Carmona, 2006)

Figura 8

Derivaciones Unipolares y Bipolares para la medición del latido cardíaco



Nota. Tomado de (Mesut, Howard, & Pérez Castillejos, 2020)

2.2.5.1. Las derivaciones estándares de Einthoven D1, D2 y D3.

Las 3 derivaciones de Einthoven son bipolares y se obtienen a partir de cuatro cables, ubicados en las extremidades. Donde D1, D2 y D3 representan un triángulo equilátero o triángulo de Einthoven, que está formado por las piernas y los brazos, con el corazón en el centro:

- D1 Brazo izquierdo como positivo y el derecho como negativo. Tiene dirección de 0°.
- D2 Pierna izquierda positiva y brazo derecho negativo. Tiene dirección de 60°.
- D3 Pierna izquierda positiva y brazo izquierdo negativo. Tiene dirección de 120°.

Según la Ley de Einthoven la suma de los potenciales de D1 y D3, debe ser igual al potencial en D2.

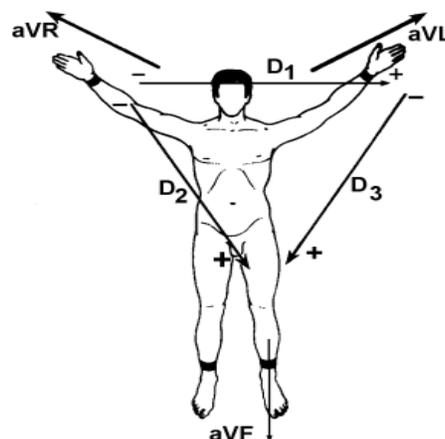
2.2.5.2. Derivaciones unipolares de miembros aVR, aVL y aVF.

Donde aVR es la derivación del brazo derecho y muestra todos los elementos inscritos por debajo de la línea isoelectrónica, aVL y aVF son expresiones de los potenciales eléctricos de las paredes ventriculares, y cambian su forma en relación con los cambios que experimenta la posición del corazón en función de la estructura corporal y de la inclinación cardiovascular que lo haga rotar.

Las abreviaciones aVR, aVL y aVF corresponde, la letra V a la palabra vector y R, L y F a las palabras derecha, izquierda y pierna, respectivamente. La letra minúscula a, corresponde a la palabra aumento, que indican que los potenciales eléctricos, en esas derivaciones, son ampliados para una mejor observación. (Salazar, Las derivaciones del electrocardiograma, 2005)

Figura 9

Derivaciones aVR, aVL y aVF.



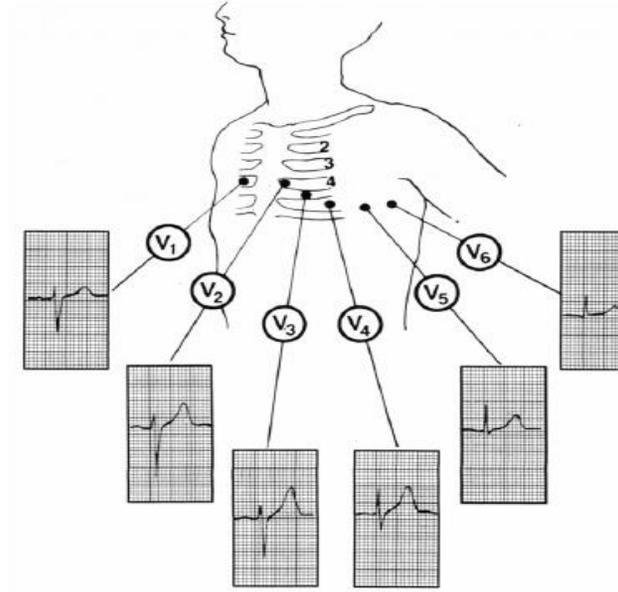
Nota. Tomado de (Mesut, Howard, & Pérez Castillejos, 2020)

2.2.5.3. Derivaciones unipolares precordiales

Este tipo de derivaciones son de 6 tipos y son nombrados de acuerdo a la posición en la que se encuentra el electrodo, empleadas para medir con mayor exactitud las variaciones miocárdicas del lado izquierdo y derecho y reconocer las lesiones de la pared anterior y posterior. Los electrodos son colocados alrededor del tórax, partiendo del lado derecho hasta la línea axilar media, o sea, rodean el corazón a manera de un semicírculo.

- V1: 4º espacio intercostal, línea paraesternal derecha.
- V2: 4º espacio intercostal, línea paraesternal izquierda.
- V3: entre la mitad de V2 y V4
- V4: 5º espacio intercostal, línea medioclavicular.
- V5: 5º espacio intercostal, línea axilar anterior
- V6: 5º espacio intercostal, línea axilar media.

Las ondas positivas de V1 y V2 corresponden al ventrículo derecho y las negativas, corresponden al ventrículo izquierdo; en las derivaciones precordiales izquierdas (V4, V5 y V6) con signo positivo es ventricular izquierdo y es aproximado a las ondas negativas de V1 y V2. Los potenciales del ventrículo derecho son los que generan la diminuta negatividad terminal observada en V4, V5 y V6. Convencionalmente, esas fuerzas van a recibir los nombres de R para la positiva y S para la negativa.

Figura 10*Derivaciones precordiales.**Nota.* Tomado de (Gatica Vargas, 2015)

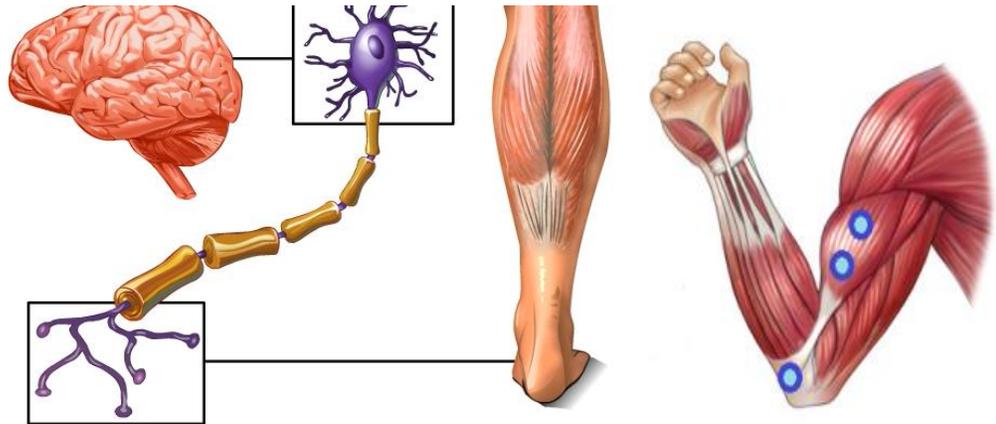
2.3. Electromiograma (EMG)

2.3.1. Introducción

El sistema neuromuscular está constituido por el sistema nervioso y el sistema músculo esquelético. La unidad fundamental de medición de la actividad muscular, se denomina unidad motora y está compuesta por una neurona presináptica, un espacio sináptico y una o varias fibras musculares.

Figura 11

Sistema neuromuscular (unidad motora + músculos).



Nota. Tomado de (Wiki, 2016) (Correa, Morales, Huerta, Golzáles, & Cárdenas, 2016)

Las fibras musculares inervadas producen un potencial de acción, cuando las placas motoras de la neurona son estimuladas, este potencial rápido e irregular puede ser registrado mediante electrodos colocados en la piel o electrodos de aguja.

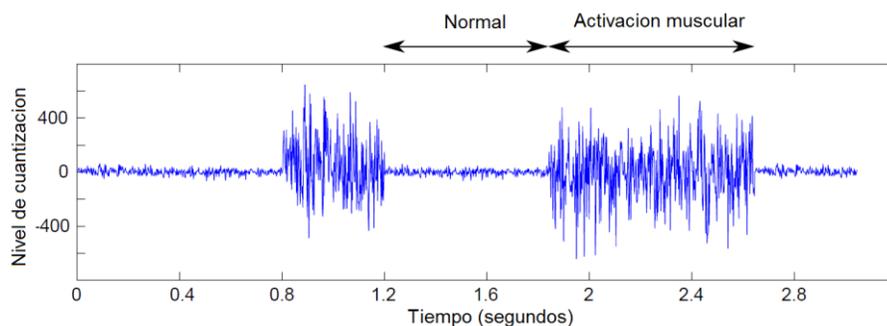
2.3.2. Definición

Es un estudio en el cual se visualiza la manera en que trabajan juntos los músculos y los nervios. Los nervios llevan mensajes (señales bioeléctricas) hacia y desde los músculos. Si los nervios o los músculos están afectados por alguna patología, la señal bioeléctrica producida por el músculo se modifica y por lo tanto un médico especialista puede diagnosticar enfermedades relacionadas con esta medición. (Corralo, 2018)

El EMG consiste en el registro de las variaciones de voltaje que se producen en las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas durante la contracción. Es el registro de la actividad eléctrica proveniente del músculo estriado durante la contracción espontánea o voluntaria. (Serrano, 2020)

Figura 12

Señal obtenida de un EMG normal.



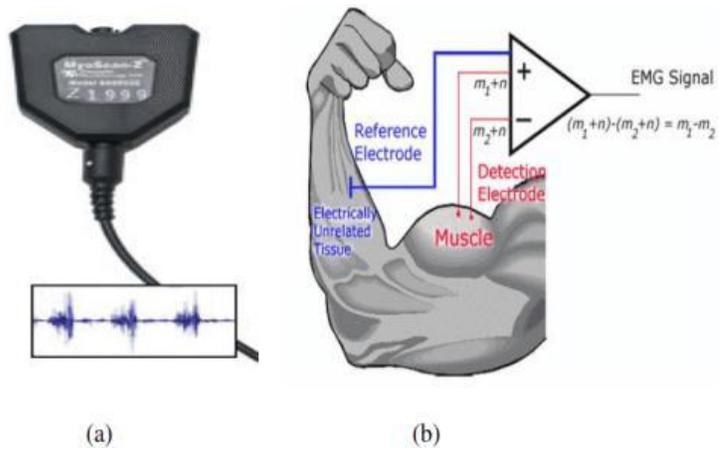
Nota. Tomado de (Hackaday.io, 2018)

2.3.3. Ubicación de electrodos

Existen distintas formas de registrar este tipo de señal, que pueden ser mediante electrodos de aguja insertado en el músculo o a través de electrodos superficiales que son colocados sobre la piel. Al presentar una contracción de fibra muscular individual se genera un potencial de acción y la suma de potenciales individuales generan el potencial de unidad motora. (Serrano, 2020)

Figura 13

Ubicación de electrodos EMG.



Nota. Tomado de (Cull, 1998)

2.4. Electrooculograma (EOG)

2.4.1. Introducción

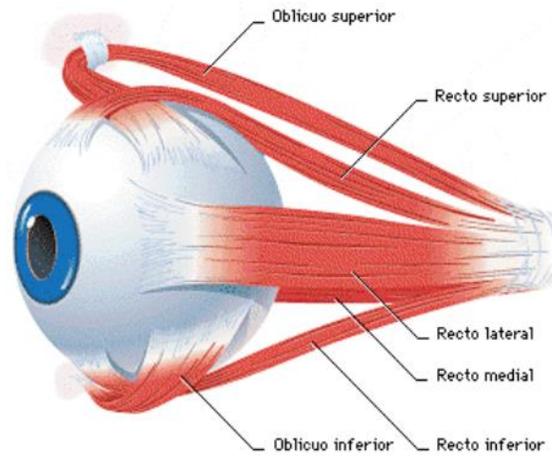
El ojo es el órgano principal del sistema visual, que recibe imágenes y las convierte en una señal eléctrica que va al nervio óptico. (Pro-Visu-Foundation, 2019)

2.4.1.1. Los músculos del ojo.

El ojo está conformado por seis músculos extraoculares, conocidos como: recto externo, recto interno, recto superior, recto inferior, oblicuo superior y oblicuo inferior. (Martinez, 2012)

Figura 14

Músculos extrínsecos del ojo.



Nota. Tomado de (Rojas Portilla, 2017)

2.4.1.2. Movimientos automáticos de los ojos.

Existen tres tipos de movimientos oculares automáticos:

1. **Reflejos vestibulo-oculares** compensan los movimientos de la cabeza. Los movimientos de la cabeza son adquiridos por receptores que emiten señales para generar movimientos oculares que compensan el desplazamiento de la cabeza fijando la imagen en la retina. (Senatore, Touya, & Pereira, 2011)
2. **Reflejos optocinéticos** Permite la fijación voluntaria de la mirada en un determinado punto, aunque los estímulos visuales del campo periférico estén en movimiento. (Senatore, Touya, & Pereira, 2011)
3. **Micromovimientos**, estos movimientos son involuntarios con una pequeña amplitud.

2.4.1.3. Movimientos voluntarios.

Estos movimientos se dividen en 3 tipos que se detallan a continuación:

1. **Movimientos de refijación o sacádicos**, son los que permiten mover la fijación de un punto a otro del campo visual. Son movimientos rápidos de los ojos entre dos puntos de fijación. (Senatore, Touya, & Pereira, 2011). Este movimiento cumple con los siguientes parámetros:
 - Desplazamiento máximo: -45° a 45° , extremos de la posición del ojo.
 - Duración: Esta varía desde 30 a 120 ms, sujeto a la amplitud del desplazamiento.
 - Velocidad máxima: $700^{\circ}/s$.
2. **Movimiento de seguimiento y de divergencia**, son los que permiten la persecución de un objeto móvil con la mirada. Son movimientos voluntarios de los ojos para mantener estable la imagen vista inicialmente del campo visual. Su velocidad depende del objeto en movimiento y no supera los $45^{\circ}/s$ (Senatore, Touya, & Pereira, 2011)
3. **Movimiento de fijación ocular**. Durante la fijación ocular los ojos realizan constantes movimientos involuntarios de pequeña amplitud menor a 1° . La fijación ocular en ángulos superiores a 10° medidos desde la posición central es compensada automáticamente si excede los 10 segundos de duración. (Senatore, Touya, & Pereira, 2011)

Cada músculo determina un movimiento, de acuerdo a la siguiente Tabla 1 :

Tabla 1

Movimientos musculares del ojo

MUSCULO QUE ACTUA	MOVIMIENTO
Recto externo	Hacia el lado temporal
Recto interno	Hacia el lado nasal
Recto superior	Hacia arriba y temporal
Recto inferior	Hacia abajo y temporal
Oblicuo superior	Hacia abajo y nasal
Oblicuo inferior	Hacia arriba y nasal

Los movimientos de los ojos son giros de acuerdo a un eje horizontal, vertical y de acuerdo al eje de la mirada. Las distintas combinaciones de estos movimientos básicos dan lugar a los movimientos características de los ojos. (Martinez, 2012)

2.4.2. Definición

El electrooculograma (EOG) es un análisis electrofisiológico que registra la variación que se produce en el potencial de reposo del ojo (6 microvoltios) con los movimientos oculares y los cambios de incidencia de la luz sobre la retina. (Dr. Barrientos Castaño, 2012)

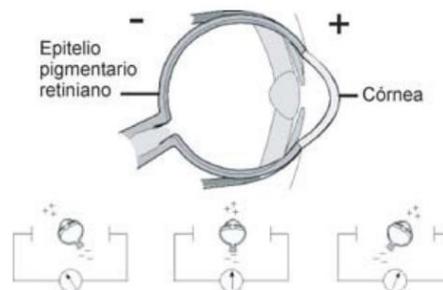
El EOG es un método utilizado para el registro de la diferencia de potencial entre la córnea y la retina, a partir de los electrodos ubicados cerca a los músculos de los ojos. Cuyo

resultado permite identificar un dipolo, donde la córnea corresponde al extremo positivo y la retina al extremo negativo. (Fraile & Soriano, 2008)

Las señales EOG muestran amplitudes de señales que van de $5 \mu V$ a $20 \mu V$ por grado con un rango de frecuencias entre DC (0Hz) y 100Hz. (Murillo, Fuentes, & López, 2018)

Figura 15

Movimientos oculares del ojo en forma de un dipolo



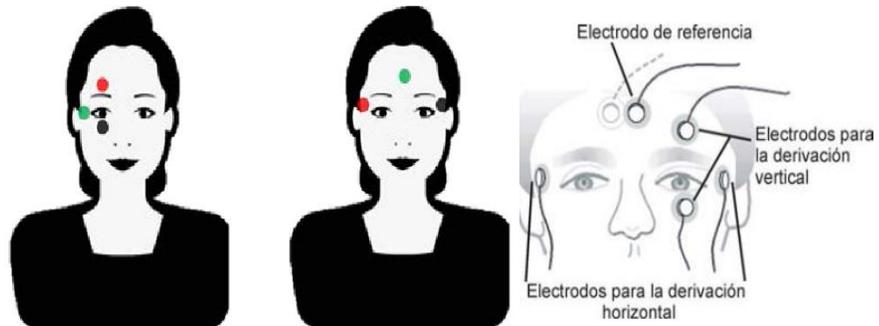
Nota. Tomado de (Otero, Ramírez, & Jiménez, 2013)

2.4.3. Ubicación de electrodos

El EOG es una prueba útil en la evaluación de las enfermedades que afectan la retina, es particularmente importante en la evaluación y diagnóstico de la enfermedad de Best o distrofia viteliforme de la mácula, donde el EOG está marcadamente disminuido y el electroretinograma a campo completo o global está dentro de límites normales. (Dr. Barrientos Castaño, 2012)

Figura 16

Ubicación de electrodos EOG.

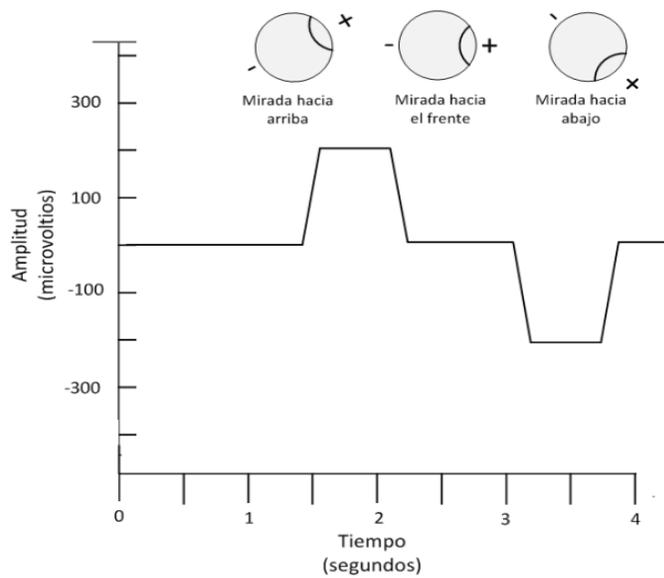


Nota. Tomado de (Otero, Ramírez, & Jiménez, 2013)

La colocación de los electrodos por lo general es simétrica, tanto en los laterales como sobre el párpado y bajo el ojo (Ver Figura 16). El electrodo de referencia puede ir en la frente o detrás de la oreja.

Figura 17

Forma de onda EOG cuando la persona mira hacia arriba, al frente y hacia abajo.



Nota. Tomado de (Pacheco, Algreto, De la Rosa, & Heredia, 2014)

2.5. Impedancia del cuerpo humano (Z-Cuerpo)

2.5.1. *Introducción*

El estudio de la impedancia del cuerpo se basa en la estrecha relación que hay entre las propiedades eléctricas del cuerpo humano, la composición corporal de los diferentes tejidos y del contenido total de agua en el cuerpo. Una aproximación de la medida, depende de varios factores como propiedades eléctricas del cuerpo, composición, hidratación, edad, sexo, raza y condición física. (Alvero Cruz, Correas Gómez, Ronconi, Fernández Vázquez, & Porta i Manzañido, 2011)

Las medidas de impedancia eléctrica pueden ser clasificadas en dos tipos: el primero es el estudio de los cambios de impedancia asociados con el sistema circulatorio y la respiración relacionando los cambios producidos por los pulmones y corazón, el segundo es mediante las características de los tejidos corporales como: hidratación, edema, volumen intra y extracelular, en general, el estado de los tejidos y las células que los constituyen. (Salazar Muñoz, 2004)

2.5.2. *Definición*

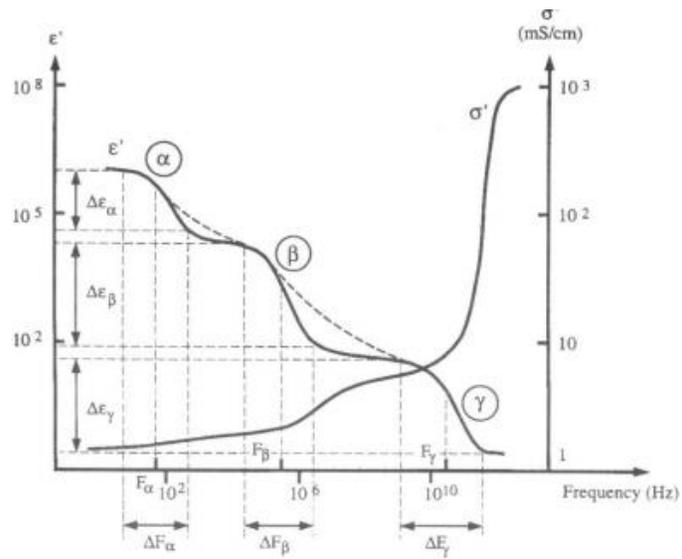
Haciendo una comparación con la impedancia electrónica y la impedancia eléctrica del cuerpo tenemos que es la oposición del tejido biológico al paso de la corriente.

Matemáticamente la impedancia (Z) es un número complejo resultante de la relación entre la tensión medida (V) y el flujo de corriente total (I). Además, la impedancia puede expresarse en función de sus propiedades eléctricas como la conductividad y permitividad eléctrica que son captadas en unidades de tensión, expresadas como valores escalares

dependientes de la frecuencia y que pueden ser expresados como un número complejo.
(Moncada, Saldarriaga, Bravo, & Pinedo, 2010)

Figura 18

Permitividad y resistividad en función de la frecuencia.



Nota. Tomado de (Moncada, Saldarriaga, Bravo, & Pinedo, 2010)

2.5.3. Ubicación de electrodos

Existen tres tipos de métodos para medir las propiedades y señales eléctricas de los tejidos biológicos, señalados a continuación:

2.5.3.1. Métodos con contacto.

Es utilizada para la medida de la impedancia eléctrica de tejido biológico para bajas frecuencias Se basan en:

- a) La aplicación de una tensión conocida y la posterior medida de la corriente que se establece en la muestra,
- b) La inyección de una corriente conocida y la posterior medida de la caída de potencial que se produce entre dos puntos escogidos o
- c) La medida de ambas magnitudes físicas.

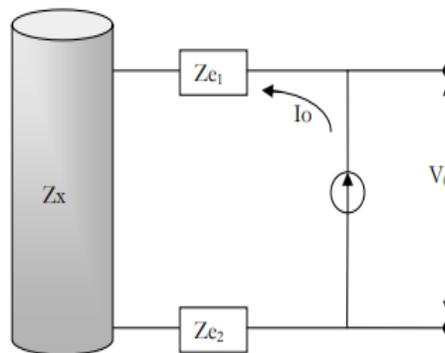
La técnica más comúnmente utilizada es la b) a desarrollarse mediante: el método de 2 electrodos o bipolar, el método de 4 electrodos o tetrapolar y métodos de tres electrodos.

(Salazar Muñoz, 2004)

El método de los 2 electrodos, consiste en aplicar una corriente constante mediante el uso de dos electrodos con una impedancia mayor a la que se va a medir y se obtiene un voltaje.

Figura 19

Método de medida a 2 electrodos.



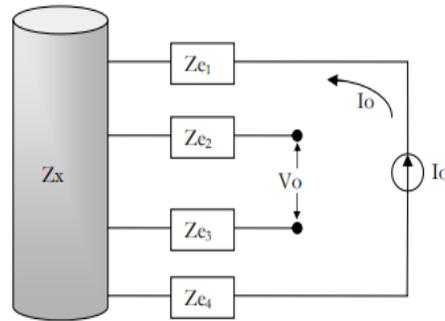
Nota. Tomado de (Moncada, Saldarriaga, Bravo, & Pinedo, 2010)

El método de los 4 electrodos, consiste en aplicar una corriente I_o a través de dos electrodos y leer el valor potencial de dos electrodos distintos. Este método consiste en eliminar la impedancia de los electrodos, siendo esta menor a la impedancia de entrada, detectando la

tensión V_0 y evita la saturación del circuito de corriente que ingresa al cuerpo. (Moncada, Saldarriaga, Bravo, & Pinedo, 2010)

Figura 20

Método de medida a 4 electrodos

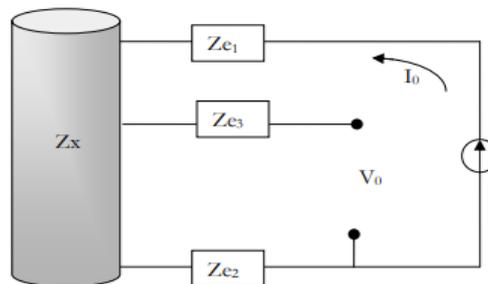


Nota. Tomado de (Moncada, Saldarriaga, Bravo, & Pinedo, 2010)

El método de los 3 electrodos, consiste en aplicar corriente mediante el uso de dos electrodos (inyector y referencia). Y mediante el tercer electrodo y el de referencia se realiza la medida de la diferencia corresponde a la caída de tensión provocada por la corriente que se aplica a la impedancia de interés.

Figura 21

Método de medida a 3 electrodos.



Nota. Tomado de (Moncada, Saldarriaga, Bravo, & Pinedo, 2010)

2.5.3.2. Método sin contacto basado en inducción magnética.

El método se basa en la corriente generada en un material cuando está inmerso en un campo magnético o eléctrico. Las corrientes producen un campo magnético que puede ser detectado por un sistema receptor diseñado apropiadamente. Este método ha sido desarrollado teórica y experimentalmente. (Gronhaug, 1988)

2.5.3.3. Métodos híbridos.

En este método se emplea el uso de bobinas que ingresan corrientes al cuerpo y mediante electrodos de superficie se realiza las medidas que genera la impedancia corporal. Las técnicas híbridas no han sido estudiadas tan extensamente en aplicaciones biomédicas de monitoreo e imagen como las corrientes inyectadas.

Capítulo III

3. Fases para la adquisición de señales bioeléctricas

3.1. Adquisición señales bioeléctricas

Debido a que los líquidos corporales del cuerpo humano son excelentes conductores de electricidad, las fluctuaciones en el potencial de acción de las fibras nerviosas y musculares, pueden ser registradas por medio de electrodos, que son dispositivos con placas de metal o pequeñas agujas que pueden transmitir señales eléctricas desde los tejidos del cuerpo hacia elementos de registro y procesamiento, para su posterior tratamiento.

3.1.1. *Electrodos*

Los electrodos que se utilizan prioritariamente para la medición de potenciales bioeléctricos están compuestos por Ag/ClAg, al estar en contacto con la piel utilizan un gel conductor (electrodo húmedo), pero también se puede realizar directamente (electrodo seco) o mediante dieléctricos como cerámica o película aislante. (Guerrero Martínez, 2011)

Al poner el elemento metálico en contacto con la solución iónica, se establece una interfaz entre el electrodo y la solución (semicélula), que genera un potencial de contacto de manera equilibrada. Cuando la corriente pasa por la interfaz, el equilibrio se modifica provocando un cambio en el potencial eléctrico, que vendrá dado por:

$$\Delta V_p = V_s - V_c$$

Ecuación 1

Cálculo del potencial eléctrico.

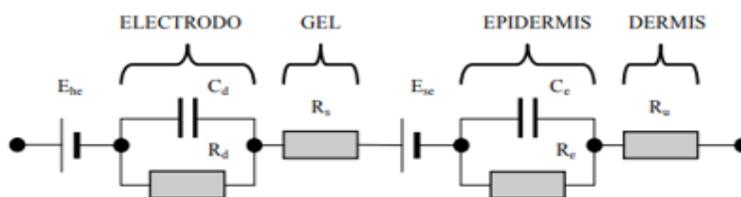
Nota. Tomado de (Guerrero Martínez, 2011)

donde ΔV_p es el incremento de tensión de polarización, V_s es el potencial de la semicélula al pasar la corriente y V_c el potencial de contacto. (Guerrero Martínez, 2011)

En la Figura 22 se visualiza el circuito equivalente al estar el electrodo en contacto con la piel, logrando diferenciar 4 etapas que son el electrodo, el gel, la epidermis y la dermis.

Figura 22

Circuito equivalente de un electrodo en contacto con la Piel.



Nota. Tomado de (Guerrero Martínez, 2011)

A continuación, en la Tabla 2 se detalla cada uno de los elementos que componen el circuito equivalente del electrodo que está en contacto con la piel.

Tabla 2

Significados de las abreviaturas usadas en el circuito

ELEMENTO	DESCRIPCIÓN
E_{he}	Representan la diferencia de potencia de la semicélula.
E_{se}	Representan la diferencia de potencial de contacto con la piel.
R_d y C_d	Representa la impedancia asociada con el electrodo y el contacto con el electrolito, así como los efectos de polarización
R_s	Resistencia del electrolito
R_e y c_e	Impedancia de la epidermis
R_u	Impedancia puramente resistiva que presenta la dermis

Nota. Tomado de (Guerrero Martínez, 2011)

Existen varios tipos de electrodos para adquisición superficial, adquisición interna, microelectrodos y electrodos para estimulación. En este proyecto se hará empleo de electrodos de adquisición superficial que miden el potencial disponible desde la superficie de la piel; los distintos tipos se describirán a continuación.

- ✓ Electrodos de placa metálica, estos pueden ser de níquel, plata o plata alemana, consiste de un botón metálico, el cual se rellena con el gel o pasta conductora.
- ✓ Electrodo de succión, consiste de un electrodo cilíndrico metálico hueco que hace contacto con la piel en su base, se le adhiere un gel electrolítico en la placa el cual hace contacto con la piel.
- ✓ Electrodos adhesivos, compuesta por una pantalla metálica ligera, una almohadilla en la parte trasera donde se ubica la pasta del electrodo, esto permite ajustar al electrodo.

Figura 23

Electrodo convencional.



Nota. Tomado de (Electronica, 2020)

En la Figura 23 se puede identificar los electrodos utilizados convencionalmente, estos son desechables y se puede usar máximo dos veces ya que pierden sus características de adhesivo.

3.1.2. Filtros analógicos

La señal bioeléctrica es analógica y al ser sensada presenta: baja amplitud, alta impedancia, ruido superpuesto, interferencia, entre otros, que obliga a realizar un procesamiento analógico previo a su presentación. Dentro de este proceso se incluye adaptación de impedancias, amplificación, filtrado y otras técnicas de eliminación de interferencias.

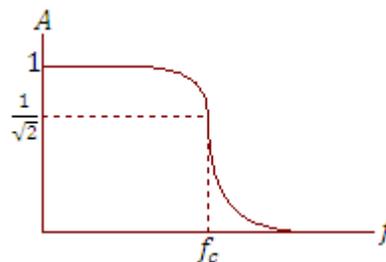
Un filtro analógico es un circuito compuesto por elementos electrónicos como resistencias, bobinas, condensadores, y amplificadores operacionales, que modifican la amplitud o fase de la señal para poder atenuar, corregir o rechazar un rango de frecuencias.

3.1.2.1. Tipos de filtros.

- **Pasa bajo:** Elimina las señales con frecuencias mayores a una de referencia llamada frecuencia de corte (f_c).

Figura 24

Representación ideal de un filtro pasa bajo

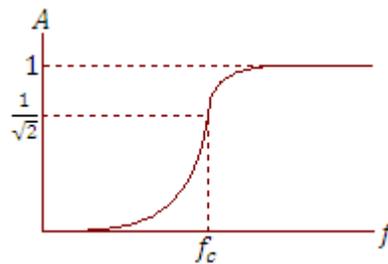


Nota. Tomado de (Laiton, 2017).

- **Pasa alto:** Elimina las señales con frecuencias menores a una referencia llamada frecuencia de corte (f_c).

Figura 25

Representación ideal de un filtro pasa alto

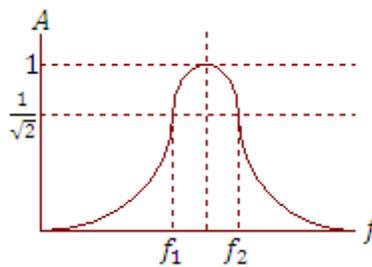


Nota. Tomado de (Laiton, 2017).

- **Pasa banda:** Permite el paso de un cierto rango de frecuencias delimitado por dos frecuencias de corte $0 < f_1 < f_2 < \infty$.

Figura 26

Representación ideal de un filtro pasa banda.

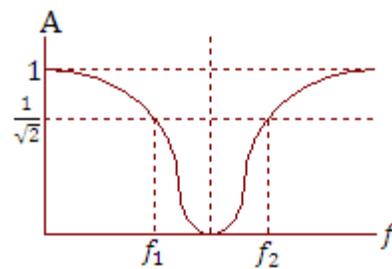


Nota. Tomado de (Laiton, 2017).

- **Rechaza banda:** No permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior f_2 e inferior f_1 .

Figura 27

Representación ideal de un filtro rechaza banda.



Nota. Tomado de (Laiton, 2017)

3.1.2.2. Orden de un filtro.

El orden de un filtro está determinado de acuerdo al número de elementos reactivos utilizados (bobinas y condensadores), por lo que si se utiliza un elemento reactivo el filtro es de primer orden y si se utiliza dos o más elementos reactivos es un filtro de segundo orden. Para facilitar la visualización y el procesamiento de la señal biológica, debe buscarse un compromiso entre el orden del filtro y conseguir una buena eliminación del ruido sin eliminar la información biológica significativa.

3.1.2.3. Topología de los filtros.

Para este proyecto se optará la topología Sallen-Key de filtrado activo que se caracteriza por tener un amplificador operacional con realimentación simple, en configuración de buffer o seguidor. Se puede utilizar para implementar diferentes aproximaciones de filtro, como Butterworth, con la selección correcta de la red de filtro RC. (Peña, 2019)

La aproximación Butterworth tiene como característica primordial la respuesta más plana posible en la curva de frecuencias.

En la sección 3.2.1. se representó cada uno de los filtros de forma ideal, en la realidad pueden ser analógicos o digitales los cuales se tiene variaciones de acuerdo a los tipos de elementos que lo conforma: pasivo y activo, al orden y aproximación utilizada para el diseño.

En este proyecto se aplicará filtros activos de segundo orden Sallen-Key con aproximación Butterworth.

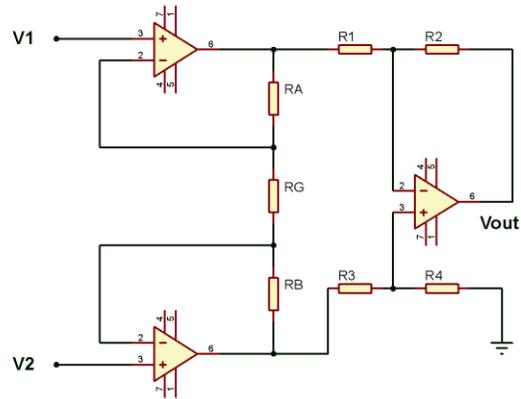
3.2. Instrumentación

3.2.1. *Amplificadores de instrumentación*

Se utilizan para la amplificación de señales bioeléctricas, cuya amplitud es muy baja y de alta impedancia. Se requiere un amplificador diferencial de entrada y un amplificador equilibrado en la salida, las principales características de estos circuitos son su ganancia precisa, estable hasta un rango de 1000, alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida, error mínimo debido a tensiones y corrientes de offset.

Figura 28

Amplificador operacional de instrumentación.



$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_A}{R_G}\right)$$

Ecuación 2

Voltaje de salida de un amplificador de instrumentación.

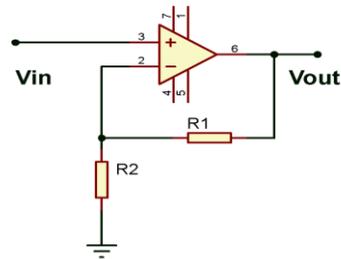
Nota. Tomado de (Brito & Parra, 2013)

3.2.2. Amplificador operacional en configuración no inversora

Es un diseño básico, el término no inversor se utiliza debido a que la salida presentada en la Ecuación 3, tiene como resultado el valor de la entrada con su mismo signo multiplicado por un factor de ganancia determinado por las resistencias R1 y R2.

Figura 29

Amplificador operacional de instrumentación.



$$V_{out} = V_{in} * G$$

$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2}$$

$$V_{out} = V_{in} * \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)$$

Ecuación 3

Voltaje de salida de un amplificador no inversor

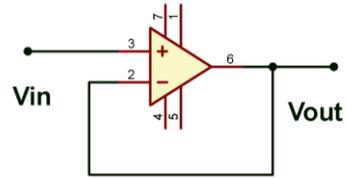
Nota. Tomado de (Brito & Parra, 2013)

3.2.3. Amplificador de aislamiento

Este tipo de amplificador es empleado por razones de seguridad, incorporando una barrera potencial que limita las corrientes de fugas a través del paciente. Los amplificadores de ganancia unitaria utilizados en este proyecto (Ver Figura 30), son conocidos como preamplificadores o circuitos de aislamiento. Tiene una ganancia de voltaje igual a 1, esto significa que no proporciona ninguna amplificación de señal, este transmite la señal obtenida de una referencia a otra sin la componente de modo común.

Figura 30

Amplificador de aislamiento.



$$V_{in} = V_{out}$$

Ecuación 4

Voltaje de salida del amplificador de aislamiento

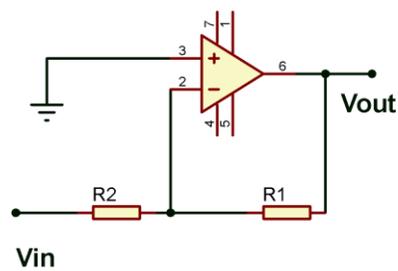
Nota. Tomado de (Brito & Parra, 2013)

3.2.4. Amplificador operacional en configuración inversora

Proporciona en el terminal de salida un voltaje con signo contrario al del terminal de entrada multiplicada por una ganancia dependiente de los valores de las resistencias R1 y R2.

Figura 31

Amplificador operacional inversor.



$$V_{out} = -V_{in} * \frac{R_1}{R_2}$$

Ecuación 5

Voltaje de salida del amplificador inversor

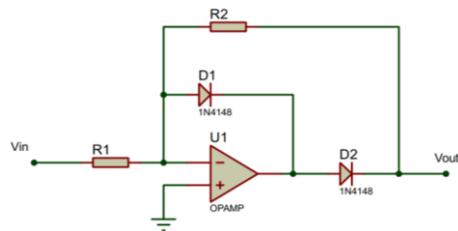
Nota. Tomado de (Brito & Parra, 2013)

3.2.5. Rectificadores de media onda

Cuando se requiere rectificar señales de voltaje muy pequeñas, menores a un voltio, se realiza mediante un amplificador operacional, resistencias y diodos que rectifica la señal de manera correcta como en la Figura 32.

Figura 32

Rectificador de media onda



$$V_{out} = -V_{in} * \frac{R_2}{R_1}$$

Ecuación 6

Voltaje de salida del rectificador de media onda

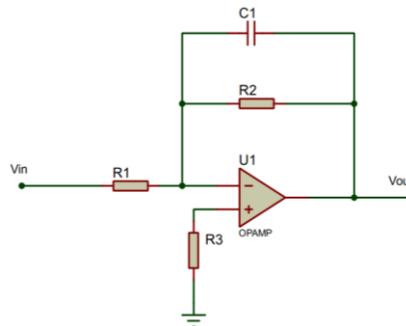
Nota. Tomado de (Floyd, 2012)

3.2.6. Amplificador operacional como integrador

La señal de salida es la integral de la señal de entrada, es decir toma el área bajo la curva en función del tiempo.

Figura 33

Amplificador operacional como integrador



$$V_{out}(t) = -\frac{1}{R_1 * C} \int V_{in}(t) dt$$

Ecuación 7

Voltaje de salida de un integrador señal sin componente de

Nota. Tomado de (Floyd, 2012)

$$V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} V_{in}$$

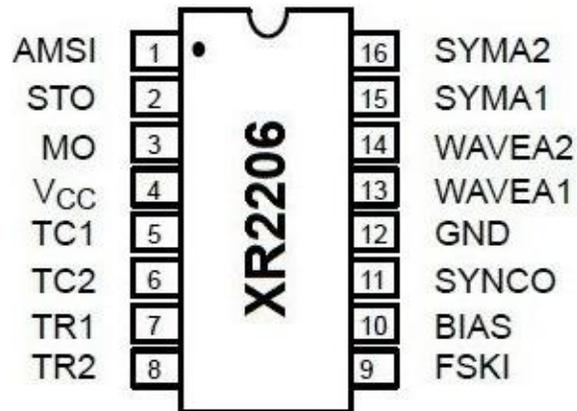
Ecuación 8

Voltaje de salida de un integrador señal sin componente de

Nota. Tomado de (Floyd, 2012)

3.2.7. XR2206 circuito integrado generador de funciones.

Las señales van desde 0.01hz hasta 1Mhz, el circuito integrado genera onda de: seno, cuadrada, triángulo, rampa y pulsos con gran estabilidad y precisión.

Figura 34*XR2206 Circuito Integrado.**Nota.* Tomado de (Electronicos Caldas, 2021)

3.3. Etapas de selección, aislamiento, filtrado y amplificación para la señal del ECG

La señal proveniente de un ECG adulto genera una amplitud de 1mV a 1.5mV y una frecuencia entre 0.5 a 150 Hz, por lo que necesita de las siguientes etapas, para su idónea visualización:

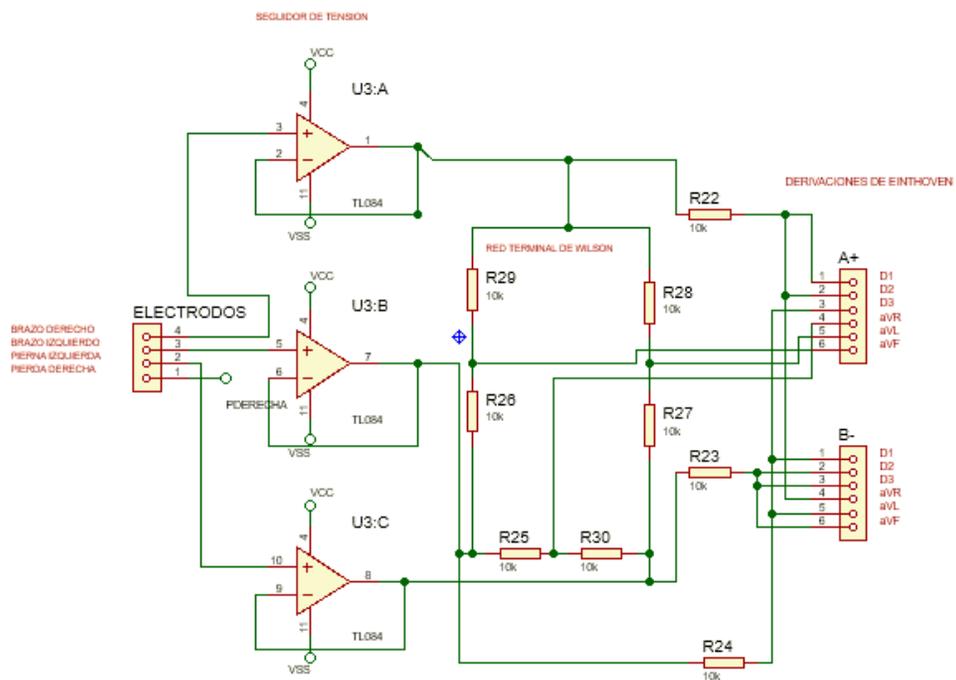
3.3.1. Etapa de selección

Dado la existencia de doce derivaciones electrocardiográficas (Einthoven, Wilson y precordiales o torácicas) y que en este proyecto se tratará de visualizar la actividad eléctrica del corazón y sus componentes principales, se opta por las derivaciones bipolares empleando el triángulo Einthoven, que se obtiene de los voltajes de dos electrodos activos con respecto a

tierra y además derivaciones unipolares aumentadas, donde se hace empleo de una red de Wilson, que se obtiene promediando los tres voltajes de los electrodos activos medidos con respecto al electrodo de tierra de retorno, se hará empleo de un circuito de red triangular formado por resistencia de $10K\Omega$, en cada extremo, la cual está conectada a un selector donde se encuentra las señales en A al positivo del amplificador de instrumentación y B al negativo.

Figura 35

Circuito selector



3.3.2. Etapa de aislamiento

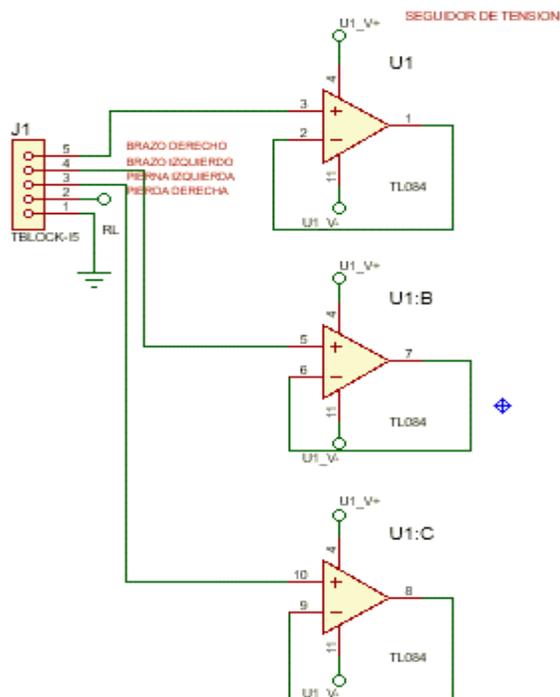
Para aislar las señales provenientes del cuerpo humano, de los circuitos que amplifican y procesan la señal, se hace empleo de circuitos de aislamiento. En este proyecto se utilizaron seguidores de tensión, cuya impedancia de entrada es muy alta, proporcionando un efecto de

aislamiento de la salida respecto de la señal de entrada, anulando los efectos de carga, y además proporciona una ganancia unitaria.

En este caso se hará empleo de este tipo de amplificador operacional en las tres entradas principales, que son el brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda. El circuito se detalla a continuación en la Figura 36.

Figura 36

Esquema etapa de aislamiento ECG



3.3.3. Etapa de preamplificación

Un amplificador de señales biológicas debe cumplir las siguientes características:

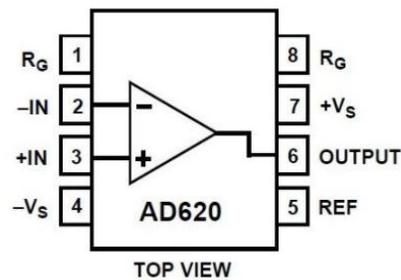
- Ganancia diferencial en lazo cerrado estable.

- Rechazo al modo común (CMRR) alto, tanto en continua como a las frecuencias a las que pueda aparecer ruido en modo común a la entrada.
- Impedancia de entrada elevada a para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.

El amplificador que cumple con todas las características antes mencionadas es el de instrumentación que es un circuito con entrada diferencial cuya función principal será amplificar con precisión las señales del ECG de muy bajo nivel aplicadas a su entrada, eliminando además las posibles señales interferentes y de ruido que lleguen en modo común, teniendo en cuenta estos parámetros se hace empleo de un amplificador de instrumentación AD620 (Figura 37), ya que cumple con requerimientos necesarios.

Figura 37

Circuito Integrado AD620.



Nota. Tomado de (Villanueva, Ortega, Ruiz, & Rodríguez, 2016)

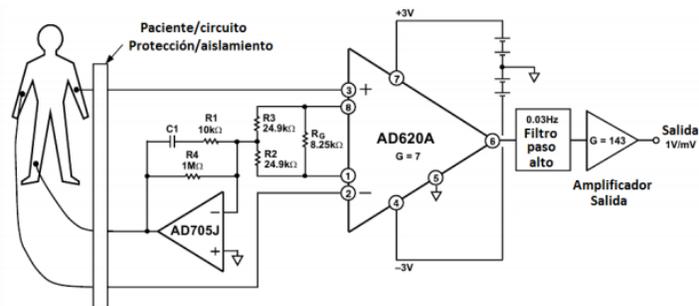
3.3.4. Circuito para la pierna derecha

La pierna derecha se toma como referencia para cada una de las medidas tomada, por lo que se requiere un circuito adicional para separar la referencia del cuerpo y la referencia del circuito, este reduce las inferencias de modo común.

Este circuito también es para mejorar la seguridad de paciente, ya que evita daños si se presentara una tensión anormal. A continuación, en la figura 38 se observa el circuito convencional de la pierna derecha.

Figura 38

Circuito de pierna derecha.



Nota. Tomado de (Brito & Parra, 2013)

Para este tipo de circuito el fabricante recomienda una ganancia de 10, y se procede a calcular la resistencia de ganancia del AD620.

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{G - 1}$$

R_G = Resistencia de ganancia [Ω]

G = Ganancia

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{10 - 1}$$

$$R_G = 5.48 \text{ K}\Omega$$

En este caso se hace empleo de una resistencia de ganancia de 5.6K, dando una ganancia igual a:

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

$$G = 9.82$$

3.3.5. Etapa de filtrado y amplificación

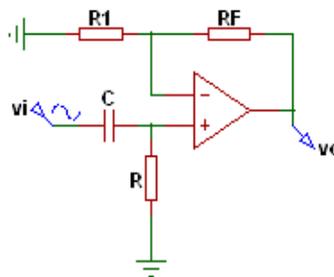
Para esta etapa se considera varios parámetros de un ECG normal, tomando como rango de frecuencia de 0.5 Hz a 150Hz, y una amplitud de 1mV, además se eliminará el ruido producido por la red con una frecuencia normal de 60Hz.

3.3.5.1. Filtro pasa alto (HPF).

Se utilizará un HPF activo de primer orden RC no inversor que está compuesto por cinco elementos un condensador, tres resistencias, y un amplificador operacional. Donde $C = 22 \text{ uF}$, con una frecuencia de corte de 0.5 Hz y una ganancia de 1.

Figura 39

Esquema de un filtro pasa alto ECG



Primero se realiza el cálculo de la resistencia R, imprescindible para el cálculo de los demás componentes.

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(0.5) * (22 \times 10^{-6})}$$

$$R = 14.46 \times 10^3$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 15 kΩ.

Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = 048 \text{ Hz} \approx 0.5 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte obtenida tiene similitud a la frecuencia requerida.

Cálculo de la resistencia R1:

$$R_1 = \frac{AR}{A - 1}$$

$$R_1 = \frac{(1) * (15 \times 10^3)}{1 - 1}$$

$$R_1 = inf$$

La resistencia uno se deba abierta ya que nos da un valor infinito.

Se procede a calcular la resistencia Rf:

$$R_f = AR$$

$$R_f = (1) * (15 \times 10^3)$$

$$R_2 = 15 \times 10^3 \Omega$$

En la Figura 40 se puede identificar el filtro pasa alto utilizado para una señal del ECG, y el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 40

Esquema filtro pasa alto ECG

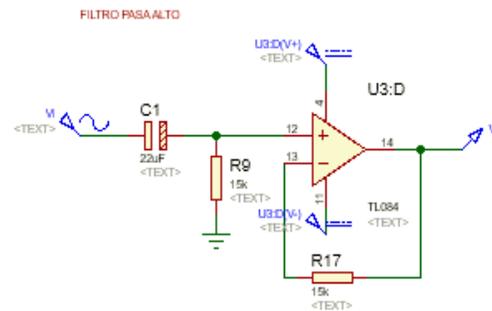
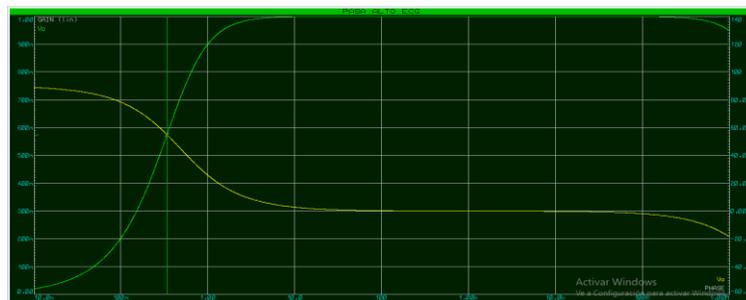


Figura 41

Gráfico de frecuencia HPF del ECG



3.3.5.2. Filtro pasa bajo (LPF).

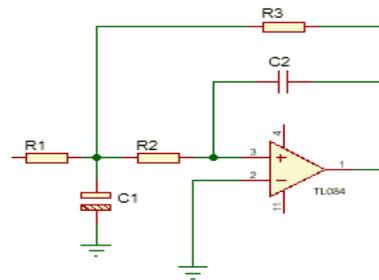
Se utilizará un LPF activo de segundo orden MBF (doble realimentación) con una

aproximación Butterworth que esté compuesto por siete elementos, dos condensadores, cuatro resistencias y un amplificador operacional. La entrada es por la resistencia R y la salida se toma en la salida del amplificador operacional. Donde $C = 2.2 \mu\text{F}$, con una frecuencia de corte de 150 Hz y una ganancia de 8.

Al ser con aproximación Butterworth se tienen los valores de la constante $k = 1$ y el factor de calidad $Q = 0.7071$.

Figura 42

Esquema de un filtro pasa bajo ECG.



Primero se realiza el cálculo de la resistencia R_3 , imprescindible para el cálculo de las demás resistencias y capacitor.

$$R_3 = \frac{Q(A + 1)}{\pi k f_c C_1}$$

R_3 = Resistencia de ganancia [Ω]

A = Ganancia del filtro.

$k = 1$, valor constante la aproximación Butterworth

f_c = Frecuencia de corte [Hz]

C_1 = Condensador [nF]

$$R_3 = \frac{(0.7071)(8 + 1)}{\pi * 1 * 150 * 2.2 \times 10^{-6}}$$

$$R_3 = 6.1384 \times 10^3 \Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 6.2 K Ω .

Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{Q(A + 1)}{\pi k R_3 C_1}$$

$$f_c = 148.51 \text{ Hz} \approx 150 \text{ Hz}$$

Cálculo del capacitor C2:

$$C_2 = \frac{1}{4\pi k f_c Q R_3}$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi * 1 * 148.51 * 0.7071 * 6.2 \times 10^3}$$

$$C_2 = 0.12222 \times 10^{-6} \text{ F}$$

El capacitor obtenido no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. El capacitor más cercano es de 0.1 μF .

Cálculo de la resistencia R_1 :

$$R_1 = \frac{R_3}{A + 2}$$

$$R_1 = \frac{6.2 \times 10^3}{10}$$

$$R_1 = 620 \Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 620 Ω .

Y por último se realiza el cálculo del capacitor C2:

$$R_2 = \frac{R_3}{A + 1}$$

$$R_2 = \frac{6.2 \times 10^3}{9}$$

$$R_2 = 688.9 \Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 680 Ω .

En la Figura 43 se puede identificar el filtro pasa bajo utilizado para una señal del ECG, y en la Figura 44 el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 43

Esquema filtro pasa bajo ECG.

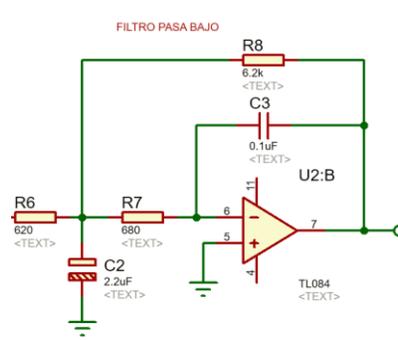
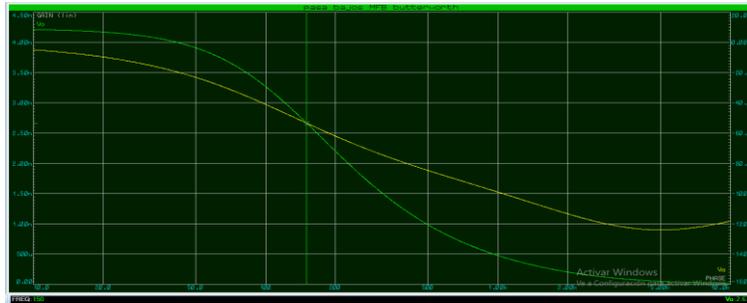


Figura 44

Gráfico de frecuencia LFP del ECG

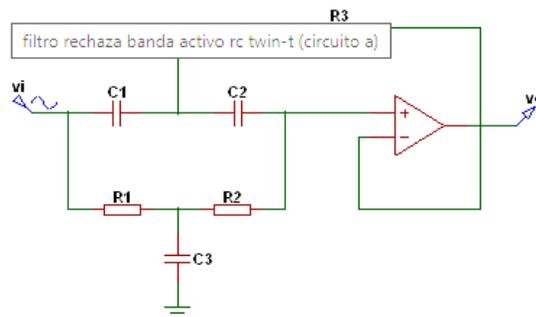


3.3.5.3. Filtro notch.

El filtro Notch o rechaza banda, es utilizado para eliminar la frecuencia de la red, en la se toma como frecuencia central los 60Hz. En la Figura 45 se encuentra el filtro utilizado con los valores respectivos en cada componente y a continuación se indicará los cálculos empleados.

Figura 45

Esquema filtro Notch.



Para el diseño de este filtro se debe considerar algunos aspectos:

$$C_1 = C_2$$

$$C_3 = 2 C_1$$

$$R_1 = R_2$$

$$R_3 = \frac{R_1}{2}$$

Considerando $C_1 = 0.1 \mu\text{F}$, $R_1 = 27 \text{ k}\Omega$, se calcula los demás componentes que conforman el filtro Notch. Donde:

$$C_3 = 2 C_1$$

$$C_3 = 2 * (0.1 \times 10^{-6})$$

$$C_3 = 200 \text{ nF}$$

Este capacitor no es comercial, por lo que se opta por utilizar un capacitor de 220nF, que es un valor próximo a valor calculado.

Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_o = \frac{1}{2\pi RC}$$

f_o = Frecuencia media [Hz]

R = Resistencia R [Ω]

C = Capacitor C [nF]

$$f_o = \frac{1}{2\pi(27 \times 10^3)(100 \times 10^{-9})} = 58.94 \text{ Hz}$$

$$f_o = 58.94 \text{ Hz} = 60 \text{ Hz}$$

A continuación, se mostrará la Figura 46 del filtro notch utilizado y las curvas de

frecuencia correspondiente mediante la Figura 47.

Figura 46

Esquema filtro notch ECG.

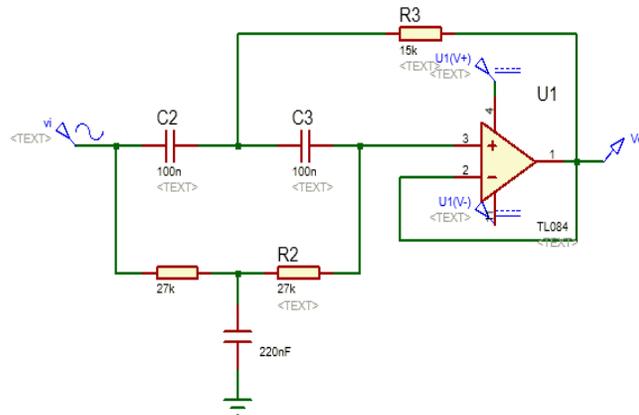
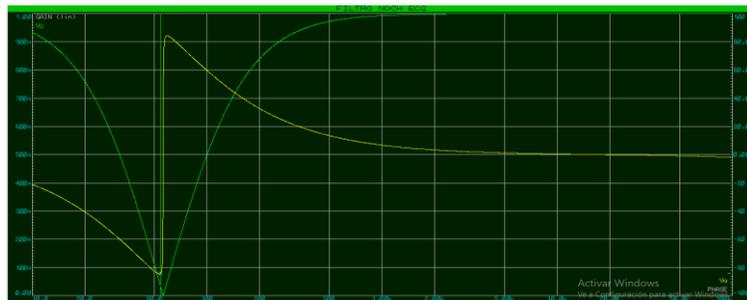


Figura 47

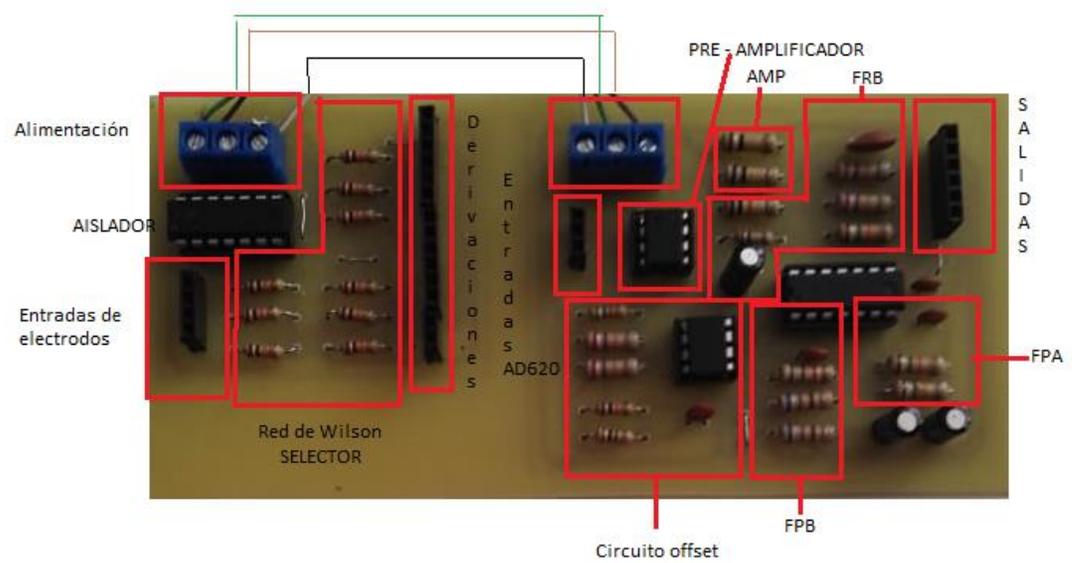
Gráfico de frecuencia del ECG.



En la Figura 48 se muestra el circuito implementado para la adquisición de las señales del electrocardiograma, en la cual se especifica el lugar donde se encuentran ubicados las etapas diseñadas anteriormente:

Figura 48

Circuito implementado ECG.



3.4. Etapas de aislamiento, filtrado, amplificación, rectificación e integración para la señal del EMG

La señal proveniente de un EMG adulto genera una amplitud de $50\mu V$ a $1mV$ y una frecuencia entre $90Hz$ a $1000Hz$, por lo que se necesita de las siguientes etapas, para su idónea visualización:

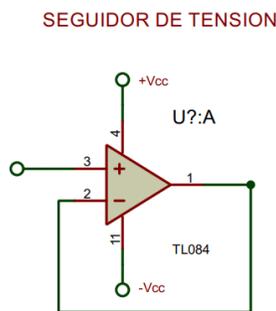
3.4.1. Etapa de aislamiento

Al igual que en la sección 3.4.1. del ECG, esta etapa requiere el uso de un amplificador de aislamiento, que se realizó con un seguidor de ganancia unitaria.

En este caso se hará empleo de este tipo de amplificador operacional en las entradas de los electrodos principales, que se ubican en la parte superior e inferior del músculo durante la medición. El circuito se detalla a continuación en la Figura 49.

Figura 49

Esquema etapa de aislamiento EMG.



3.4.2. Etapa de preamplificación

Las señales de un EMG presentan señales cuyas amplitudes son menores a $1mV$, por lo que el ruido producido por diversas causas afecta en las mediciones y se necesita de un amplificador que cumpla con las características presentadas en la sección 3.4.2.

Para el circuito del EMG se asignará una ganancia de 100 y se procede a calcular la resistencia de ganancia del amplificador de instrumentación AD620, esta etapa se puede visualizar en la Figura 37.

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{G - 1}$$

R_G = Resistencia de ganancia [Ω]

G = Ganancia

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{100 - 1}$$

$$R_G = 500 \Omega$$

3.4.3. Etapa de filtrado y amplificación

Para esta etapa se considera varios parámetros de un EMG normal, tomando como rango de frecuencia de 90 Hz a 1000 Hz, y una amplitud menor a 1mV.

3.4.3.1. Filtro pasa alto (HPF).

Se utilizará un HPF activo de primer orden RC donde $C = 100 \text{ nF}$, con una frecuencia de corte de 90 Hz y una ganancia de 1.

Primero se realiza el cálculo de la resistencia R , imprescindible para el cálculo de los demás componentes.

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(90) * (100 \times 10^{-9})}$$

$$R = 17.68 \times 10^3$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 18 K Ω .

Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si

esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = 88.41 \text{ Hz} \approx 90 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte obtenida tiene similitud a la frecuencia requerida.

Cálculo de la resistencia R1:

$$R_1 = \frac{AR}{A - 1}$$

$$R_1 = \frac{(1) * (18 \times 10^3)}{1 - 1}$$

$$R_1 = inf$$

La resistencia uno toma el modo circuito abierto ya que su resultado es un valor infinito.

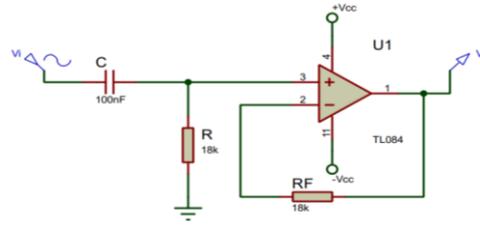
Se procede a calcular la resistencia Rf:

$$R_f = AR$$

$$R_f = (1) * (18 \times 10^3)$$

$$R_f = 18 \times 10^3 \Omega$$

En la Figura 50 se puede identificar el filtro pasa alto utilizado para una señal del ECG, y el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 50*Esquema filtro pasa alto EMG***Figura 51***Gráfico de frecuencia HFP del EMG*

3.4.3.2. Filtro pasa bajo (LPF).

Se utilizará un LPF activo de segundo orden MBF (doble realimentación) con una aproximación Butterworth donde $C1 = 220 \text{ nF}$, con una frecuencia de corte de 1000 Hz y una ganancia de 1.

Al ser con aproximación Butterworth se tienen los valores de la constante $k = 1$ y el factor de calidad $Q = 0.7071$.

Primero se realiza el cálculo de la resistencia $R3$, imprescindible para el cálculo de las

demás resistencias y capacitor.

$$R_3 = \frac{Q(A + 1)}{\pi k f_c C_1}$$

$$R_3 = \frac{(0.7071)(1 + 1)}{\pi * 1 * 1000 * 220 \times 10^{-9}}$$

$$R_3 = 2.046 \times 10^3 \Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. Se utiliza una resistencia de 2.2 kΩ.

Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{Q(A + 1)}{\pi k R_3 C_1}$$

$$f_c = 930.06 \text{ Hz} \approx 1000 \text{ Hz}$$

Cálculo del capacitor C2:

$$C_2 = \frac{1}{4\pi k f_c Q R_3}$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi * 1 * 1000 * 0.7071 * 2.2 \times 10^3}$$

$$C_2 = 110.002 \times 10^{-9} \text{ F}$$

El capacitor obtenido no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. El capacitor más cercano es de 100 nF.

Cálculo de la resistencia R_1 :

$$R_1 = \frac{R_3}{A}$$

$$R_1 = \frac{2.2 \times 10^3}{1}$$

$$R_1 = 2.2 \text{ K}\Omega$$

Se realiza el cálculo de la resistencia R_2 :

$$R_2 = \frac{R_3}{A + 1}$$

$$R_2 = \frac{2.2 \times 10^3}{2}$$

$$R_2 = 1.1 \text{ K}\Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 1 K Ω .

Y por último se realiza el cálculo de la resistencia R_4 :

$$R_4 = R_3$$

$$R_4 = 2.2 \times 10^3 \Omega$$

En la Figura 52 se puede identificar el filtro pasa bajo utilizado para una señal del EMG, y en la Figura 53 el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 52

Esquema filtro pasa bajo EMG

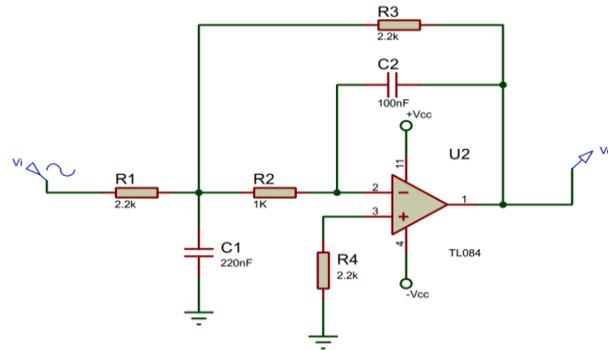
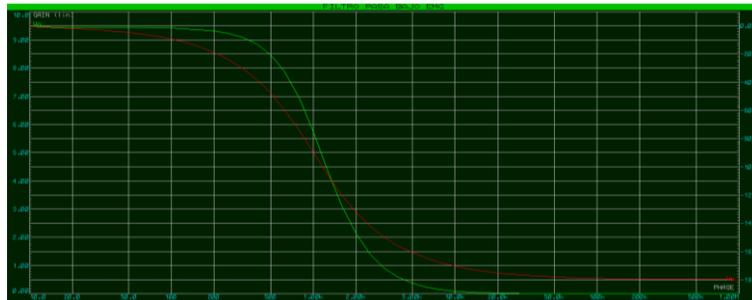


Figura 53

Gráfico de frecuencia LPF del EMG



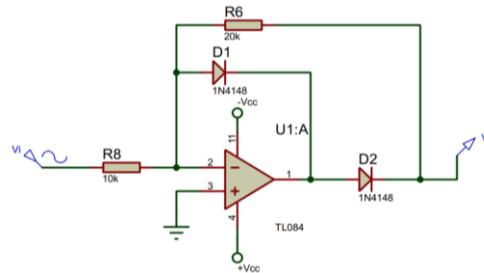
3.4.4. Etapa de rectificación

3.4.4.1. Rectificador de precisión media onda.

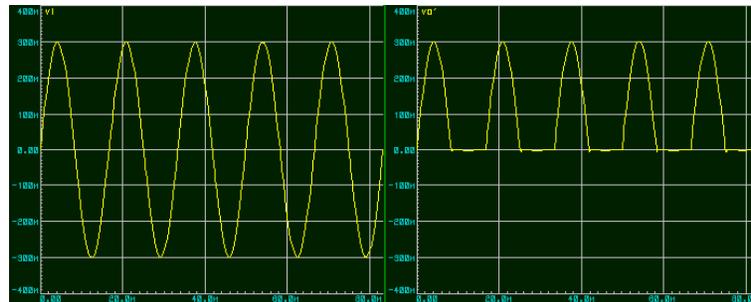
Permite rectificar señales por debajo de 1V, por lo que es eficaz aplicarlo en la señal EMG por el rango que posee. Además, se recomienda utilizar el diodo 1N4148 por su rápida respuesta. Asumimos el valor de R2 siendo este un valor comercial de 10kΩ y un V_{in} de rango de $50\mu V$ a $1mV$.

Figura 54

Amplificador rectificador de media onda.

**Figura 55**

Forma de onda seno – aplicación del rectificador de media onda.



Asumimos $R1 = 10k\Omega$, y $R2 = 2R1$; mediante pruebas de simulación estos son los valores adecuados, sin embargo, al realizar la implementación y pruebas de funcionamiento se verificará los valores de los elementos.

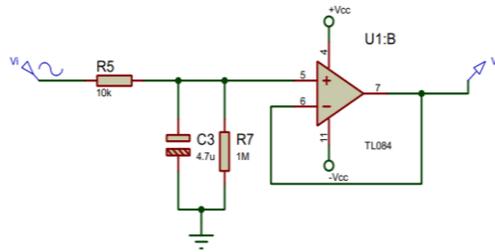
3.4.5. Etapa de integración

3.4.5.1. Integrador.

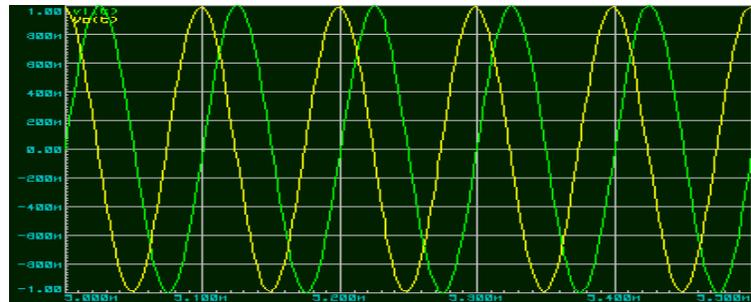
Realiza la función matemática de integración de la onda del EMG.

Figura 56

Amplificador integrador.

**Figura 57**

Forma de onda seno aplicación del amplificador integrador.

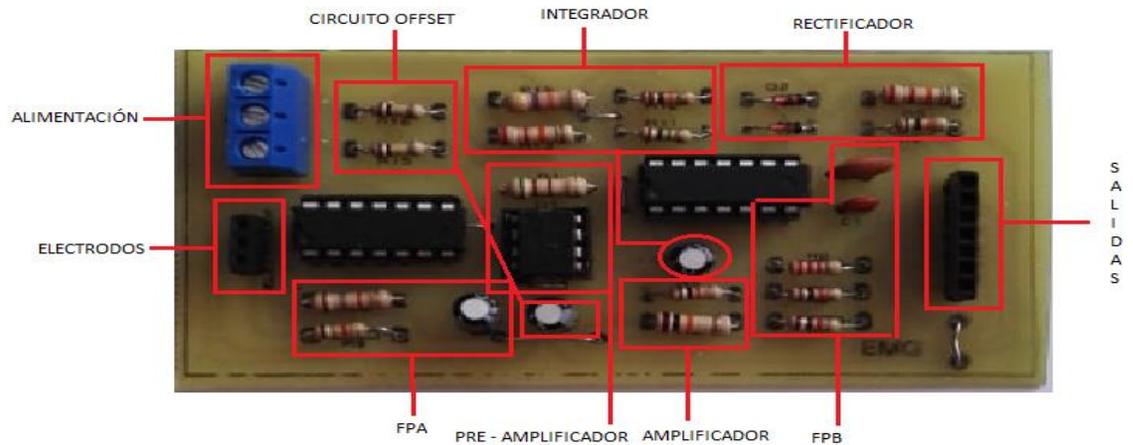


La red RC permite integrar de forma sencilla y correcta la señal EMG, además va acompañada de un seguidor de tensión por seguridad.

En la Figura 58 se muestra el circuito implementado para la adquisición de las señales del electromiograma, en la cual se especifica el lugar donde se encuentran ubicados las etapas diseñadas anteriormente:

Figura 58

Circuito implementado EMG.



3.5. Etapas de aislamiento, filtrado, amplificación, para la señal del EOG

La señal proveniente de un EOG adulto genera una amplitud de $50\mu V$ a $3500\mu V$ y una frecuencia entre $0.05Hz$ a $30Hz$, por lo que se necesita de las siguientes etapas, para su idónea visualización:

3.5.1. Etapa de preamplificación

Las señales de un EOG presentan señales cuyas amplitudes son menores a $3500\mu V$, por lo que el ruido producido por diversas causas afecta en las mediciones y se necesita de un amplificador que cumpla con las características presentadas en la sección 3.4.2.

Para el circuito del EOG se utiliza un amplificador de instrumentación AD620 con una ganancia de 25, y se procede a calcular la resistencia de ganancia, esta etapa se visualiza en la Figura 37.

$$R_G = \frac{49.4 K\Omega}{G - 1}$$

R_G = Resistencia de ganancia [Ω]

G = Ganancia

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{25 - 1}$$

$$R_G = 2.05 \text{ K}\Omega$$

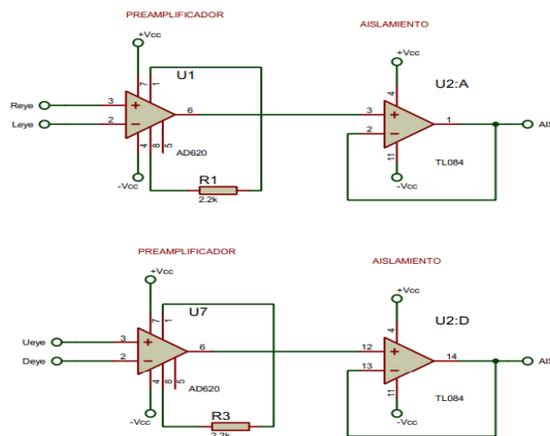
3.5.2. Etapa de aislamiento

A igual que en la sección 3.4.1. del ECG, esta etapa requiere el uso de un amplificador de aislamiento, que se realizó con un seguidor de ganancia unitaria.

En este caso se hará empleo de este tipo de amplificador operacional en las entradas de los electrodos principales, que se ubican en la parte superior e inferior del músculo durante la medición. El circuito se detalla a continuación en la Figura 59.

Figura 59

Esquema etapa de aislamiento EOG.



3.5.2.1. Filtro pasa alto (HPF).

Se utilizará un HPF activo de primer orden RC donde $C = 22 \mu\text{F}$, con una frecuencia de

corte de 0.05 Hz y una ganancia de 1. Primero se realiza el cálculo de la resistencia R, imprescindible para el cálculo de los demás componentes.

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(0.05) * (22 \times 10^{-6})}$$

$$R = 144.68 \times 10^3$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado.

La resistencia más cercana es de 150 KΩ. Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = 0.048 \text{ Hz} \approx 0.05 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte obtenida tiene similitud a la frecuencia requerida.

Cálculo de la resistencia R1:

$$R_1 = \frac{AR}{A-1}$$

$$R_1 = \frac{(1) * (150 \times 10^3)}{1-1}$$

$$R_1 = inf$$

La resistencia uno se deba abierta ya que nos da un valor infinito.

Se procede a calcular la resistencia Rf:

$$R_f = AR$$

$$R_f = (1) * (150 \times 10^3)$$

$$R_2 = 150 \times 10^3 \Omega$$

En la Figura 60 se puede identificar el filtro pasa alto utilizado para una señal del ECG, y el grafico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 60

Esquema filtro pasa alto EOG.

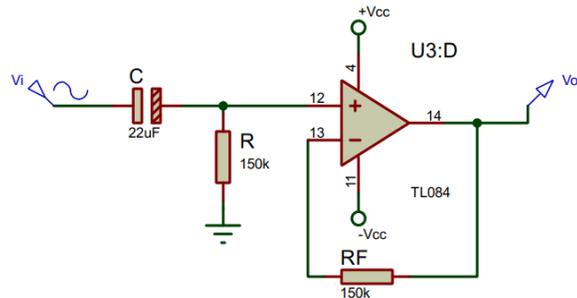


Figura 61

Gráfico de frecuencia HFP del EOG.



3.5.2.2. Filtro pasa bajo (LPF).

Se utilizará un LPF activo de segundo orden MBF (doble realimentación) con una aproximación Butterworth donde $C_1 = 1 \mu\text{F}$, con una frecuencia de corte de 30 Hz y una ganancia de 1. Al ser con aproximación Butterworth se tienen los valores de la constante $k = 1$ y el factor de calidad $Q = 0.7071$. Primero se realiza el cálculo de la resistencia R_3 , imprescindible para el cálculo de las demás resistencias y capacitor.

$$R_3 = \frac{Q(A + 1)}{\pi k f_c C_1}$$

$$R_3 = \frac{(0.7071)(1 + 1)}{\pi * 1 * 30 * 1 \times 10^{-6}}$$

$$R_3 = 15.005 \times 10^3 \Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. Se utiliza una resistencia de 15 K Ω . Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{Q(A + 1)}{\pi k R_3 C_1}$$

$$f_c = 30.01 \text{ Hz} \approx 30 \text{ Hz}$$

Cálculo del capacitor C_2 :

$$C_2 = \frac{1}{4\pi k f_c Q R_3}$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi * 1 * 30 * 0.7071 * 15 \times 10^3}$$

$$C_2 = 250.004 \times 10^{-9} F$$

El capacitor obtenido no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. El capacitor más cercano es de 220 nF.

Cálculo de la resistencia R_1 :

$$R_1 = \frac{R_3}{A}$$

$$R_1 = \frac{15 \times 10^3}{1}$$

$$R_1 = 15 K\Omega$$

Se realiza el cálculo de la resistencia R_2 :

$$R_2 = \frac{R_3}{A + 1}$$

$$R_2 = \frac{15 \times 10^3}{2}$$

$$R_2 = 7.5 K\Omega$$

La resistencia obtenida es un valor comercial.

Y por último se realiza el cálculo de la resistencia R_4 :

$$R_4 = R_3$$

$$R_4 = 15 \times 10^3$$

En la Figura 62 se puede identificar el filtro pasa bajo utilizado para una señal del EOG, y en la Figura 63 el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 62

Esquema filtro pasa bajo EOG

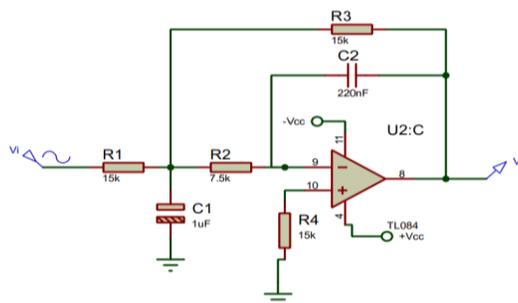


Figura 63

Gráfico de frecuencia LPF del EOG

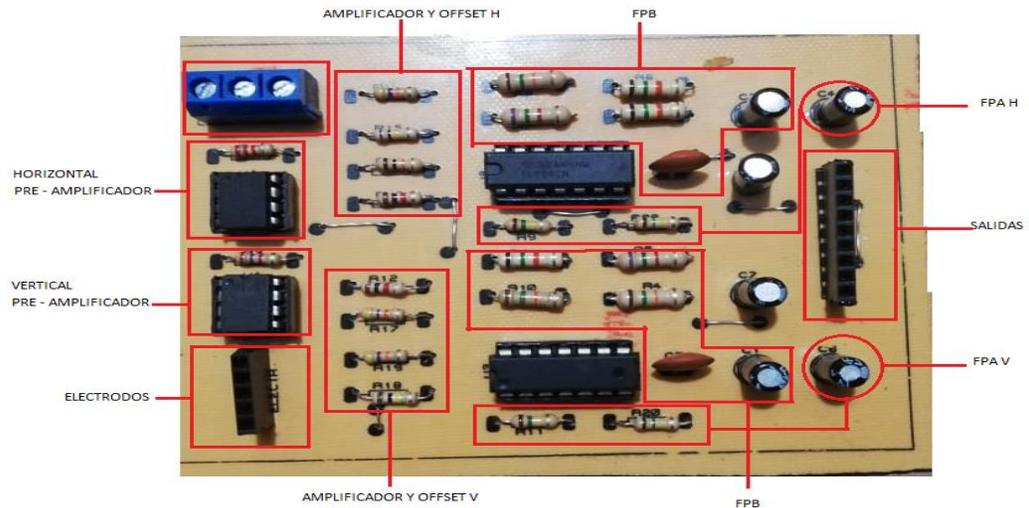


NOTA. Para el circuito de EOG es necesario utilizar 2 circuitos de preamplificación, filtro pasa bajo y pasa alto, para detectar los componentes horizontal y vertical de la fuerza muscular alrededor del ojo.

En la Figura 64 se muestra el circuito implementado para la adquisición de las señales del Electrooculograma, en la cual se especifica el lugar donde se encuentran ubicados las etapas diseñadas anteriormente:

Figura 64

Circuito implementado EOG.



3.6. Etapas de aislamiento, filtrado y amplificación para la señal del EEG

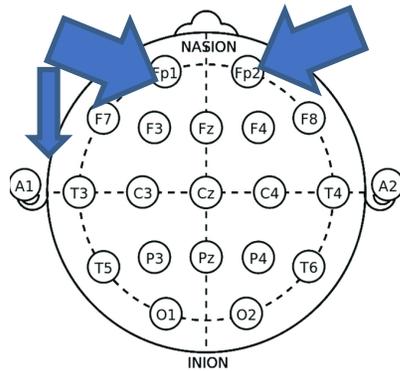
La señal proveniente de un EEG normal genera una amplitud de $1\mu\text{V}$ a $100\mu\text{V}$ y una frecuencia entre 0.5 a 20 Hz, para una correcta visualización de las señales se necesita de las siguientes etapas:

3.6.1. Ubicación de electrodos

Para la ubicación de los electrodos se emplea el sistema 10 – 20, en este caso por la dificultad de ubicación de todos los electrodos y para simplificar el sistema se hará empleo de tres electrodos, dos de ellos se ubicarán en modo bipolar, estos se encuentran en el lóbulo frontal y lóbulo de la oreja izquierda, basado en este sistema de distribución, estos ocupan la posición F_{p2} a A_1 y como referencia la posición F_{p1} , como se indica en la Figura 65.

Figura 65

Posición de electrodos.



Fp: Pre - Frontal

F: Frontal

T: Temporal

C: Central

P: Parietal

O: Occipital

A: Oreja o apófisis mastoides.

Z: Línea media

Nota. Tomado de (Asanagi, 2010)

3.6.2. Etapa de preamplificación

Para amplificar las señales del EEG se emplea el amplificador de instrumentación AD620 eliminando las posibles señales interferentes y de ruido que lleguen en modo común, en este caso se le asignará una ganancia de 50, y se procede a calcular la resistencia de ganancia del AD620, esta etapa se la visualiza en la Figura 37.

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{G - 1}$$

R_G = Resistencia de ganancia [Ω]

G = Ganancia

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{50 - 1}$$

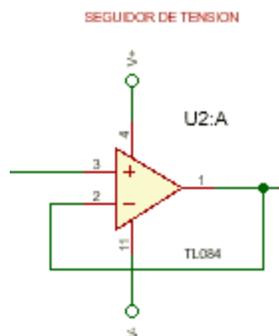
$$R_G = 1 \text{ K}\Omega$$

3.6.3. Etapa de aislamiento

Se emplean seguidores de tensión, en la entrada para el punto F_{p1} y A_1 para aislar la salida respecto de la señal de entrada, anulando los efectos de carga, y además proporciona una ganancia unitaria. El circuito se detalla a continuación en la Figura 66.

Figura 66

Esquema etapa de aislamiento EEG.



3.6.4. Etapa de filtrado y amplificación

Para esta etapa se considera varios parámetros de un EEG normal, y considerando que solo estamos utilizando tres electrodos tomamos como rango de frecuencia de 0.5 Hz a 70 Hz, además se eliminará el ruido producido por la red con una frecuencia normal de 60Hz.

3.6.4.1. Filtro pasa alto (HPF).

Se utilizará un HPF activo de primer orden RC donde $C = 220 \mu\text{F}$, con una frecuencia de corte de 0.5 Hz y una ganancia de 1. Primero se realiza el cálculo de la resistencia R, imprescindible para el cálculo de los demás componentes.

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(0.5) * (22 \times 10^{-6})}$$

$$R = 14.46 \times 10^3$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 15 K Ω . Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = 048 \text{ Hz} \approx 0.5 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte obtenida tiene similitud a la frecuencia requerida.

Cálculo de la resistencia R1:

$$R_1 = \frac{AR}{A - 1}$$

$$R_1 = \frac{(1) * (15 \times 10^3)}{1 - 1}$$

$$R_1 = \text{inf}$$

La resistencia uno toma el modo circuito abierto ya que su resultado es un valor infinito.

Se procede a calcular la resistencia Rf:

$$R_f = AR$$

$$R_f = (1) * (15 \times 10^3)$$

$$R_2 = 15 \times 10^3 \Omega$$

En la Figura 67 se puede identificar el filtro pasa alto utilizado para una señal del EEG, y el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 67

Esquema filtro pasa alto EEG.

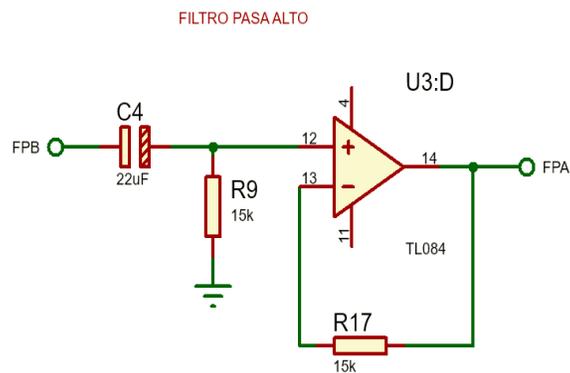
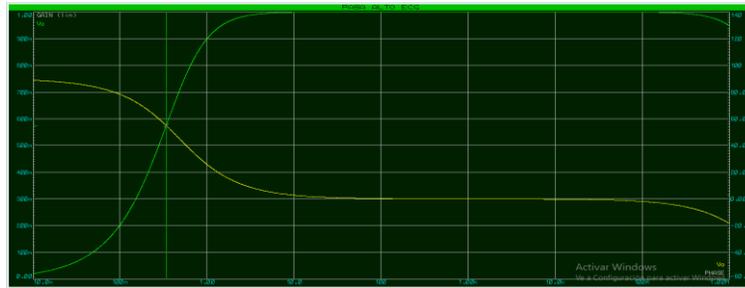


Figura 68

Gráfico de frecuencia HPF del EEG



3.6.4.2. Filtro pasa bajo (LPF).

Se utilizará un LPF activo de segundo orden MBF (doble realimentación) con una aproximación Butterworth donde $C_1 = 470 \text{ nF}$, con una frecuencia de corte de 20 Hz y una ganancia de 1 . Al ser con aproximación Butterworth se tienen los valores de la constante $k = 1$ y el factor de calidad $Q = 0.7071$. Primero se realiza el cálculo de la resistencia R_3 , imprescindible para el cálculo de las demás resistencias y capacitor.

$$R_3 = \frac{Q(A + 1)}{\pi k f_c C_1}$$

$$R_3 = \frac{(0.7071)(1 + 1)}{\pi * 1 * 20 * 470 \times 10^{-9}}$$

$$R_3 = 47.8887 \times 10^3 \Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. Se utiliza una resistencia de $47 \text{ K}\Omega$. Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{Q(A + 1)}{\pi k R_3 C_1}$$

$$f_c = 20.01 \text{ Hz} \approx 20 \text{ Hz}$$

Cálculo del capacitor C2:

$$C_2 = \frac{1}{4\pi k f_c Q R_3}$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi * 1 * 20 * 0.7071 * 47 \times 10^3}$$

$$C_2 = 117.50 \times 10^{-9} \text{ F}$$

El capacitor obtenido no es un valor comercial por lo que se tomará un valor aproximado. El capacitor más cercano es de 100 nF.

Cálculo de la resistencia R_1 :

$$R_1 = \frac{R_3}{A}$$

$$R_1 = \frac{47 \times 10^3}{1}$$

$$R_1 = 47 \text{ K}\Omega$$

Se realiza el cálculo de la resistencia R2:

$$R_2 = \frac{R_3}{A + 1}$$

$$R_2 = \frac{47 \times 10^3}{2}$$

$$R_2 = 23.944 \text{ K}\Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomara un valor

aproximado. La resistencia más cercana es de 22 KΩ. Y por último se realiza el cálculo de la resistencia R4:

$$R_4 = R_3 = 47 \times 10^3$$

En la Figura 69 se puede identificar el filtro pasa bajo utilizado para una señal del ECG, y en la Figura 70 el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 69

Esquema filtro pasa bajo EEG

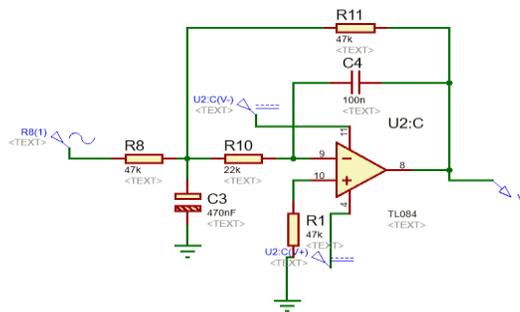


Figura 70

Gráfico de frecuencia LFP del EEG



3.6.4.3. Amplificador.

En la parte de amplificación hacemos empleo de un amplificador no inversor, con una ganancia de 3, para esto utilizaremos una resistencia $R_f = 100K\Omega$ y se calculará la resistencia R_i para tener la ganancia que necesitamos, para el cálculo se emplea la siguiente ecuación:

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_f}{R_i} + 1$$

$$R_i = \frac{R_f}{1000 - 1}$$

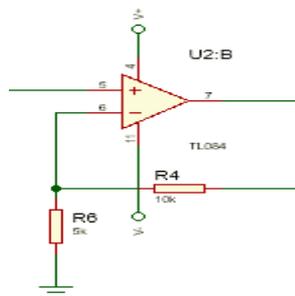
$$R_i = \frac{100K}{999}$$

$$R_i = 100\Omega$$

Teniendo el siguiente circuito, que se visualiza en la Figura 71:

Figura 71

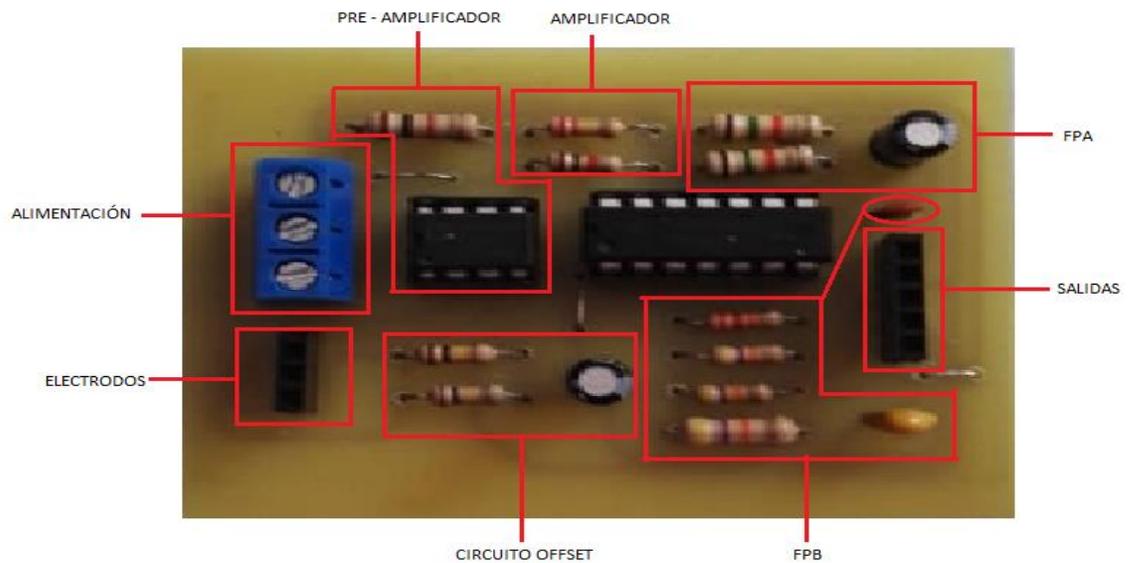
Gráfico de frecuencia LFP del EEG



En la Figura 72 se muestra el circuito implementado para la adquisición de las señales del Electroencefalograma, en la cual se especifica el lugar donde se encuentran ubicados las etapas diseñadas anteriormente:

Figura 72

Circuito implementado EEG.



3.7. Etapas de aislamiento, filtrado, amplificación, para la señal Zcuerpo

La señal proveniente de la Z del cuerpo humano adulto genera una resistencia que varía de 300 a 1600 Ω - cm y una frecuencia entre 1Hz a 30Hz, por lo que se necesita de las siguientes etapas, para su idónea visualización:

3.7.1. Etapa de preamplificación

Para el circuito de Z del cuerpo humano se utiliza un amplificador de instrumentación AD620 al igual que la sección 3.4.2 (Figura 37), para amplificar con precisión las señales de muy

bajo nivel aplicadas a su entrada, se aplicará una ganancia de 10 y se calcula la resistencia de ganancia correspondiente.

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{G - 1}$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{10 - 1}$$

$$R_G = 5.48 \text{ K}\Omega \cong 5.6\text{K}$$

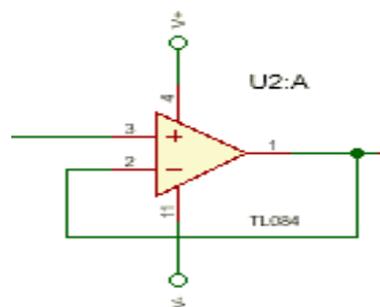
3.7.2. Etapa de aislamiento

Al igual que en la sección 3.4.1. del ECG, esta etapa requiere el uso de un amplificador de aislamiento, que se realizó con un seguidor de ganancia unitaria.

En este caso se hará empleo de este tipo de amplificador operacional en las entradas de los electrodos principales, que se ubican en la parte superior e inferior del músculo durante la medición. El circuito se detalla a continuación en la Figura 73.

Figura 73

Esquema etapa de aislamiento Zcuerpo



3.7.3. Etapa de filtrado y amplificación

Para esta etapa se considera varios parámetros de Z del cuerpo humano normal, tomando como rango de frecuencia de 1 Hz a 30 Hz, y una resistencia que varía de 300 a 1600 Ω -, además se eliminará el ruido producido por la red con una frecuencia normal de 60Hz.

3.7.3.1. Filtro pasa alto (HPF).

Se utilizará un HPF activo de primer orden RC donde $C = 470$ nF, con una frecuencia de corte de 1 Hz y una ganancia de 1.

Primero se realiza el cálculo de la resistencia R, imprescindible para el cálculo de los demás componentes.

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(1) * (470 \times 10^{-9})}$$

$$R = 338.62 \times 10^3 \text{ K}\Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomara un valor aproximado. La resistencia más cercana es de 330 K Ω . Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = 0.984 \text{ Hz} \approx 1 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte obtenida tiene similitud a la frecuencia requerida.

Cálculo de la resistencia R1:

$$R_1 = \frac{AR}{A-1}$$

$$R_1 = \frac{(1) * (330 \times 10^3)}{1-1}$$

$$R_1 = inf$$

La resistencia uno se deba abierta ya que nos da un valor infinito.

Se procede a calcular la resistencia Rf:

$$R_f = AR$$

$$R_f = (1) * (330 \times 10^3)$$

$$R_2 = 330 \times 10^3 \Omega$$

En la Figura 74 se puede identificar el filtro pasa alto utilizado para una señal del cuerpo, y el gráfico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 74

Esquema filtro pasa alto Z cuerpo humano

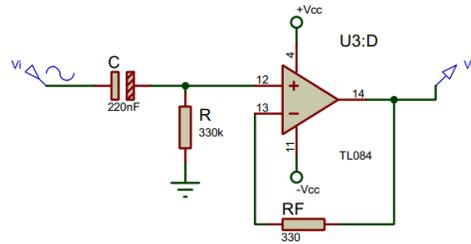
**Figura 75**

Gráfico de frecuencia HFP Z cuerpo humano.



3.7.3.2. Filtro pasa bajo (LPF).

Se utilizará un LPF activo de segundo orden MBF (doble realimentación) con una aproximación Butterworth donde $C_1 = 1 \mu\text{F}$, con una frecuencia de corte de 30 Hz y una ganancia de 1. Al ser con aproximación Butterworth se tienen los valores de la constante $k = 1$ y el factor de calidad $Q = 0.7071$.

Primero se realiza el cálculo de la resistencia R_3 , imprescindible para el cálculo de las demás resistencias y capacitor.

$$R_3 = \frac{Q(A + 1)}{\pi k f_c C_1}$$

$$R_3 = \frac{(0.7071)(1 + 1)}{\pi * 1 * 30 * 1 \times 10^{-6}}$$

$$R_3 = 15.005 \times 10^3 \Omega$$

La resistencia obtenida no es un valor comercial por lo que se tomara un valor aproximado. Se utiliza una resistencia de 15 KΩ.

Por consiguiente, se realiza la comprobación de la frecuencia de corte para determinar si esta resistencia cumple con el requerimiento necesario.

$$f_c = \frac{Q(A + 1)}{\pi k R_3 C_1}$$

$$f_c = 29.97 \text{ Hz} \approx 30 \text{ Hz}$$

Cálculo del capacitor C2:

$$C_2 = \frac{1}{4\pi k f_c Q R_3}$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi * 1 * 30 * 0.7071 * 15 \times 10^3}$$

$$C_2 = 250.0004 \times 10^{-9} \text{ F}$$

El capacitor obtenido no es un valor comercial por lo que se tomara un valor aproximado. El capacitor más cercano es de 220 nF.

Cálculo de la resistencia R_1 :

$$R_1 = \frac{R_3}{A}$$

$$R_1 = \frac{15 \times 10^3}{1}$$

$$R_1 = 15 \text{ K}\Omega$$

Se realiza el cálculo de la resistencia R2:

$$R_2 = \frac{R_3}{A + 1}$$

$$R_2 = \frac{15 \times 10^3}{2}$$

$$R_2 = 7.5 \text{ K}\Omega$$

La resistencia obtenida es un valor comercial.

Y por último se realiza el cálculo de la resistencia R4:

$$R_4 = R_3$$

$$R_4 = 15 \times 10^3$$

En la Figura 76 se puede identificar el filtro pasa bajo utilizado para una señal de Z del cuerpo humano, y en la Figura 77 el grafico de las frecuencias, en donde se identifica el funcionamiento del mismo.

Figura 76

Esquema filtro pasa bajo Z cuerpo humano

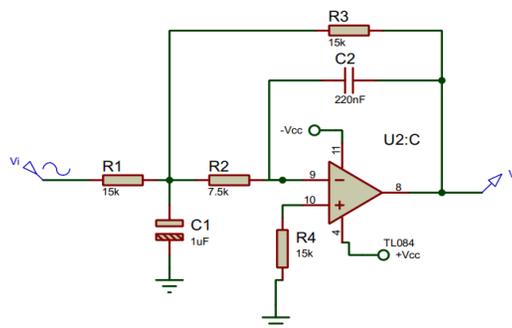
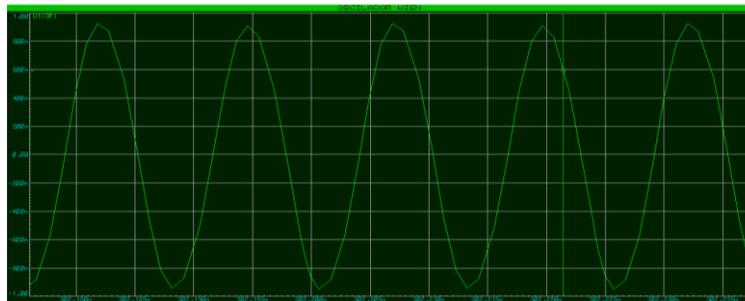


Figura 79

Gráfico frecuencia Oscilador Wien

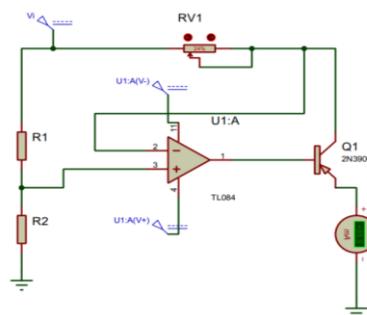


3.7.5. Fuente de corriente constante

Para este proyecto la fuente de corriente constante de 100 uA con retroalimentación negativa, la corriente de salida está definida en función de la tensión de entrada. El circuito está compuesto por cinco elementos, tres resistencias, un transistor y un amplificador operacional.

Figura 80

Esquema de una fuente de corriente constante.



$$I_o = \frac{V_i}{RV1}$$

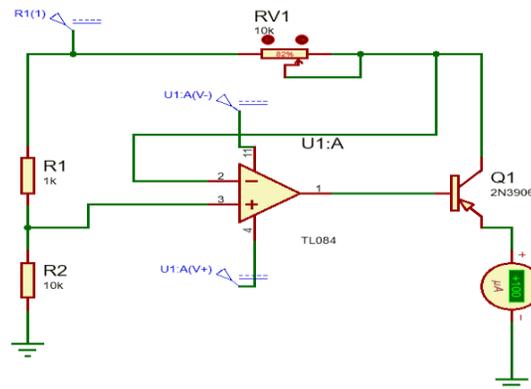
I_o = Corriente de salida

V_i = Voltaje de entrada

RV1 = Resistencia de carga

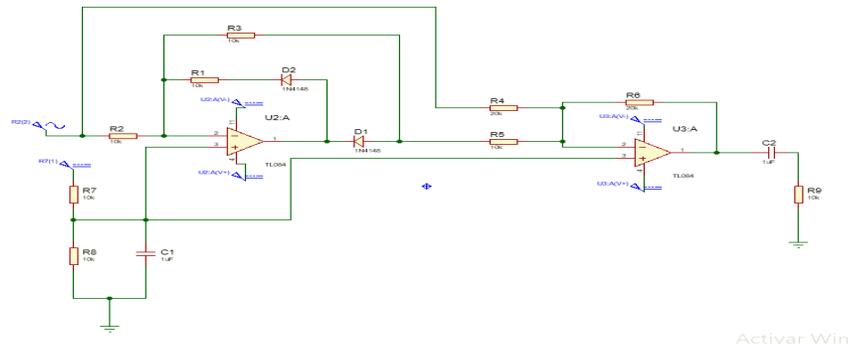
Figura 81

Esquema fuente de corriente constante.



3.7.6. Circuito demodulador y de amplificación

El circuito demodulador está formado por un rectificador de precisión de onda completa, el cual se compone de la suma de la onda original y la onda resultante del rectificador de precisión de media onda, como podemos ver en la Figura 82, este es usado para eliminar la frecuencia de 100KHz de la señal de excitación ac y las frecuencias bajas de la señal proveniente del cuerpo humano. Donde la resistencia R_2 , R_3 y R_5 son resistencias iguales y para R_4 se tiene una resistencia igual a $2R_2$.

Figura 82*Circuito demodulador.*

En las entradas al sumador, para la resistencia R_4 se tiene la entrada:

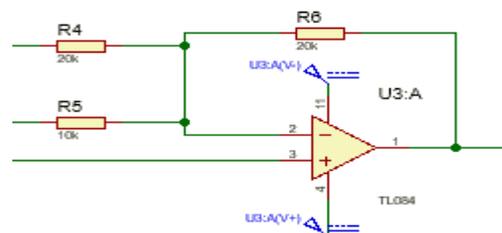
$$V_s$$

Donde V_s es la señal de la fuente.

Y para la resistencia R_5 se tiene la entrada:

$$-V_s \frac{R_4}{R_6}$$

Donde R_6 es la ganancia que esta definida por el segundo amplificador, y R_4 es la resistencia a la que llega la señal proveniente del rectificador de precisión de media onda.

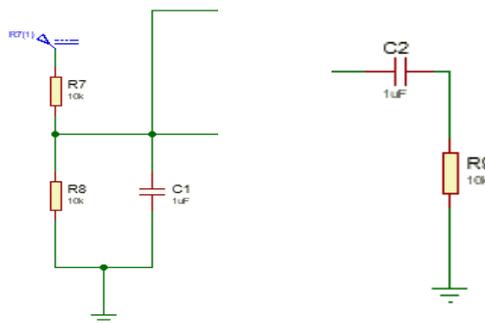
Figura 83*Circuito sumador.*

Para eliminar el DC offset del circuito se emplea un filtro RC a la salida del sumador y para los dos amplificadores operacionales a la entrada no invertida se le envía el voltaje

resultante del divisor de tensión igual a 2.5V, que vendría a ser el DC offset del circuito, este permitirá que la parte negativa de la señal también sea considerada por el circuito demodulador, como se puede apreciar en la Figura 84.

Figura 84

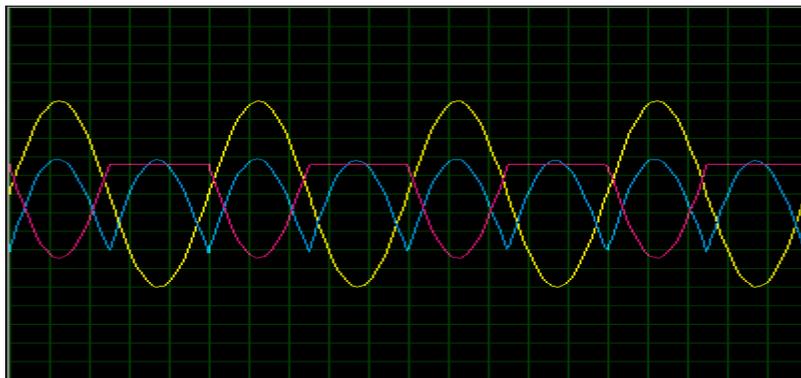
Divisor de tensión y filtro RC



La señal que obtenemos del circuito es el siguiente donde se visualiza la señal de entrada V_s , la señal resultante del rectificador de precisión de media onda y la señal de la salida del circuito sumador.

Figura 85

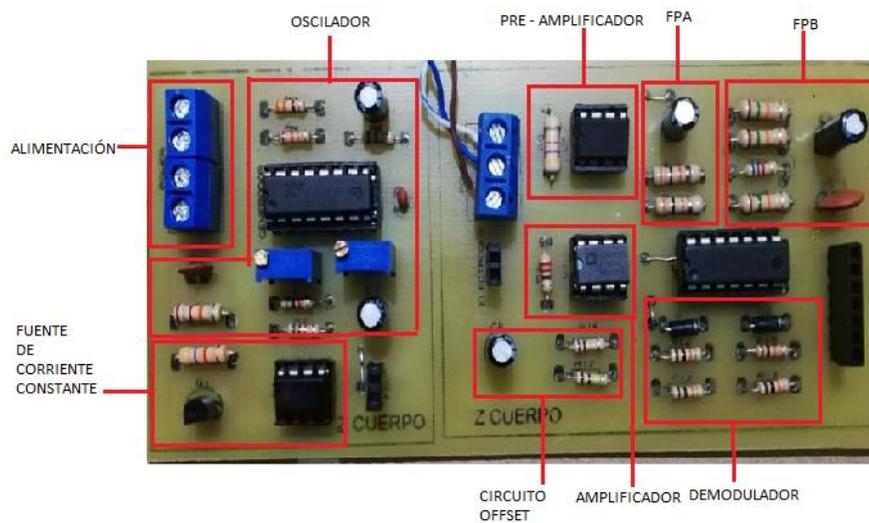
Formas de onda del demodulador.



En la Figura 86 se muestra el circuito implementado para la adquisición de las señales del Electroencefalograma, en la cual se especifica el lugar donde se encuentran ubicados las etapas diseñadas anteriormente:

Figura 86

Circuito implementado Zcuerpo.



Capítulo IV

4. Diseño de comunicaciones

4.1. Internet de las cosas

El Internet de las cosas (*con sus siglas en ingles IoT*), según (Rose , Eldridge, & Chapin, 2015) definen el vocablo IoT como escenarios en los que la conectividad de red y la capacidad de cómputo se extienden a objetos, sensores y artículos de uso diario que habitualmente no se consideran computadoras, accediendo a que estos dispositivos generen, intercambien y consuman datos con una mínima intervención humana. Según (ESCUELA ESPECIALIZADA EN INGENIERÍA ITCA-FEPADE, 2019), es la dotación de conectividad a internet a cualquier objeto sobre el que se pueda medir parámetros físicos o controlarlo, así como las aplicaciones y tratamiento de datos inteligentes relativos a los mismos.

Se puede definir IoT en general como un conjunto de sensores, actuadores y aplicaciones que están conectados a una red, la cual permite obtener datos y el envío de señales que controlen una variable en un proceso.

4.1.1. Arquitectura del IoT

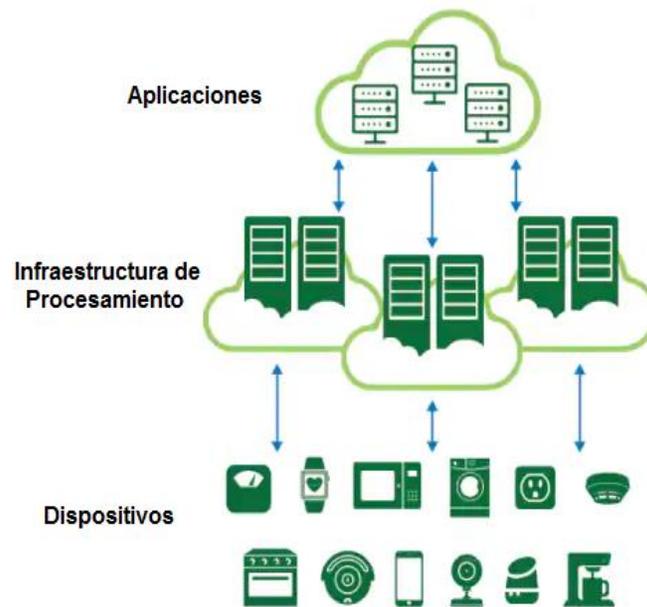
Existen distintas arquitecturas en cuanto se habla de IoT, a continuación, se detallará aquellas que son relevantes en proyectos de investigación:

4.1.1.1. Arquitectura basada en cloud y fog.

Se basan en la naturaleza de los datos generados por los dispositivos conectados a la red. La arquitectura en cloud se basa en procesar los datos en infraestructuras en la nube manteniendo la infraestructura de procesamiento en el centro, las aplicaciones en la parte superior y la infraestructura de dispositivos en la parte inferior (Figura 87). En la arquitectura fog los datos son procesados localmente en dispositivos inteligentes en lugar de ser enviados a la nube. (González García, 2017)

Figura 87

Arquitectura Cloud y Fog.



Nota. Tomado de (ANIXTER, 2016)

4.1.1.2. Cloud computing.

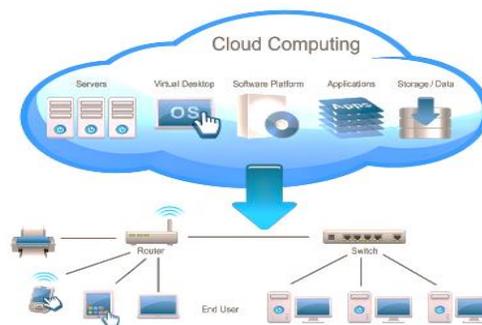
Cloud computing es un modelo para permitir el acceso a recursos informáticos configurables (p. Ej., Redes, servidores, almacenamiento, aplicaciones y servicios), siendo una solución para tener los servicios y las aplicaciones requeridas por el usuario a través de internet, con capacidad de proceso y almacenaje, ubicados en un Datacenter. (Matiz Moya, 2013)

Existe software como servicio (SaaS), Plataforma como servicio (PaaS) o infraestructura como servicio (IaaS).

Software como servicio es un modelo de distribución de aplicaciones, donde el vendedor distribuye a los clientes a través de una red. Plataforma como servicio, encapsula plataforma de aplicaciones web, donde el desarrollador puede diseñar nuevas aplicaciones, que pueden ser accedida desde cualquier dispositivo con acceso a internet. Infraestructura como servicio, donde el proveedor ofrece a los clientes una infraestructura computacional virtual, y es encargado de las operaciones del hosting y de mantenimiento, mientras los usuarios tienen el control absoluto de aplicaciones y configuraciones. (Cazar Unda, Coral, & Marcillo, 2013)

Figura 88

Arquitectura Cloud Computing.



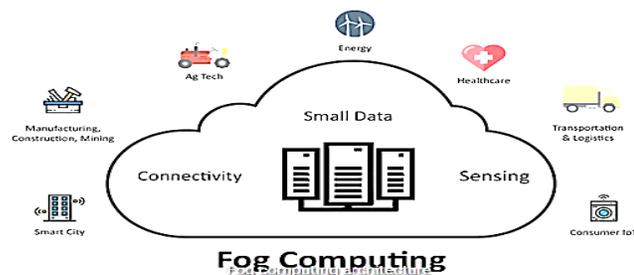
Nota. Tomado de (Antonio, 2015)

4.1.1.3. Fog computing.

Fog Computing es una forma de proporcionar servicios de cómputo y almacenamiento de forma más inmediata y cercana al diseño físico de una organización en el borde de la red. Se puede considerar como una forma de proporcionar un servicio de manera más inmediata, pero también como una forma de evitar el Internet más amplio, cuyas velocidades dependen en gran medida del ancho de banda y los operadores. (Mahmood, 2018)

Figura 89

Arquitectura Fog Computing



Nota. Tomado de (Erpinnews, 2018)

4.1.1.4. Social IoT.

Social IoT (SIoT) (Social Internet of Things, 2017) hace referencia a la convergencia de las redes sociales e IoT (Atzori, Iera, Morabito, & Nitti, 2012), para la creación de redes sociales en la que los dispositivos son nodos, que establecen enlaces sociales de la misma forma que lo hacen las personas. Además, representa un ecosistema que permite a personas y dispositivos interactuar entre sí. (Universitat Oberta de Catalunya, 2017).

La arquitectura se compone de:

- Nivel destinado a la adquisición de datos y colaboración de nodos en redes de área local de corto alcance (Universitat Oberta de Catalunya, 2017).
- Nivel de red, que transfiere los datos a través de diferentes redes (Universitat Oberta de Catalunya, 2017).
- Nivel de aplicación.

Figura 90

Arquitectura Social IoT



Nota. Tomado de (Journal, 2016)

4.2. Protocolos de comunicación IOT

Varios protocolos permiten conectar dispositivos con aplicaciones IoT. Entre estos se detalla algunos de importancia, indicando varias características que son fundamentales al momento de diseñar una aplicación IoT.

4.2.1. OPC UA

OPC ARQUITECTURA UNIFICADA (*con sus siglas en ingles OPC UA*) es un protocolo cliente/servidor. Los clientes se conectan, navegan, leen y escriben al equipamiento industrial (Porro Sáez, 2019). UA define la comunicación desde la aplicación hacia la capa de transporte (Semle, 2016).

También es un protocolo muy seguro, que usa mensajes bidireccionales firmados y encriptación de transporte; OPC UA tiene una amplia base instalada en el mundo industrial.

Algunas de las características que presenta este protocolo es la encriptación de datos, utilizando privilegios de acceso el cual permite a los usuarios únicamente acceder a aquellas aplicaciones registradas. Otra característica importante es la interoperabilidad ya que cada día se suman un mayor número de aplicaciones que cuentan con conectores OPC UA embebidos, desde las propias fuentes de datos hasta aplicaciones en el Cloud e IoT. ((VITC), 2018)

4.2.2. HTTP (REST/JSON)

Protocolo de transferencia de hipertexto (*con sus siglas en ingles HTTP*) es un protocolo cliente/servidor sin conexión presentes en las tecnologías de la información y la comunicación (TIC) y en la web. Es un protocolo muy accesible por ser de código abierto, además de poseer numerosas librerías (Porro Sáez, 2019). Es efectivo para enviar grandes cantidades de información, como por ejemplo lecturas de sensores minuto a minuto o cada hora (Porro Sáez, 2019); aunque no es adecuado ni para enviar actualizaciones en periodos de tiempo del orden de milisegundos ni para enviar información de video (StartupTraining IOT, 2018).

4.2.3. MQTT

Cola de mensajes telemetría y transporte (*con sus siglas en ingles MQTT*) es un protocolo que actúa sobre el protocolo de control de transmisión (*con sus siglas en ingles TCP*), que permite la comunicación bidireccional entre una cosa y un agente MQTT. (Mikelsten) Destaca por ser ligero, sencillo de implementar. Resulta apropiado para dispositivos de baja potencia como los que frecuentemente tenemos en IoT. Basado en una estructura suscriptor/publicador donde el servidor llamado bróker recibe los datos de los publicadores, y los

publicadores los recibirá solo bajo petición de bróker. (Novillo Vicuña, Hernández Rojas, Mazón Olivo, Molina Ríos, & Cárdenas Villavicencio, 2018)

4.2.4. CoAP

Protocolo de aplicación restringida (*con sus siglas en ingles CoAP*) es un protocolo de transferencia especializado en la red para uso de nodos y redes compactadas en el IoT. Emplea el modelo REST de HTTP con cabeceras reducidas, añadiendo soporte UDP, multicast, y mecanismos de seguridad adicionales. (Novillo Vicuña, Hernández Rojas, Mazón Olivo, Molina Ríos, & Cárdenas Villavicencio, 2018)

Las características son:

1. Modelo de reposo para os dispositivos pequeños: Mensajes necesarios mediante métodos como GET, PUT, POST o DELETE.
2. Hecho para millones de nodo de todo tipo: Permite a microcontroladores desde 10 kb de RAM y 100 kb de espacio direccionable conectarse de manera adecuada.
3. Transferencia de habilidades existentes (HTTP COAP): Similar al protocolo HTTP.
4. Seguridad
5. Escoger modelos de datos: XML, JSON, CBOR o cualquier formato de datos.

4.2.5. DDS

Servicio de distribución de datos (*con sus siglas en ingles DDS*) es un protocolo publicar/suscribir que se focaliza en sistemas de tiempo-real, que se adaptan a la comunicación IoT y M2M. Es un estándar abierto y descentralizado. Los nodos de DDS se comunican

directamente punto a punto a través de UDP/multi-difusión (multicast). Esto hace que no sea necesaria una gestión centralizada de la red y que DDS sea un protocolo más veloz, con una resolución por debajo del milisegundo. (Quiñonez Muñoz, 2019)

DDS es una buena solución para aplicaciones que requieren intercambio de datos en tiempo real como el control del tráfico aéreo, gestión de redes inteligentes, vehículos autónomos, robótica, sistemas de transporte, generación de electricidad, etc. (Porro Sáez, 2019)

4.2.6. AMQP

Protocolo avanzado de colas de mensajes (*con sus siglas en ingles AMQP*) es otro protocolo tipo publicar/suscribir que proviene del sector de servicios financieros. Se crea como un protocolo estándar abierto que permite la interoperabilidad de mensajes entre sistemas, independientemente del proveedor de mensajes o la plataforma utilizada. Fue destinado para sistemas TIC. (JOHANSSON, 2019)

4.3. Plataformas de comunicación IOT

Existen varias plataformas que ayudan a la implementación de una aplicación IoT, a continuación, se detallan las más representativas:

4.3.1. Xively

4.3.1.1. Introducción.

Xively (anteriormente conocido como Cosm and Pachube) es una plataforma de Internet de las cosas (IoT) propiedad de Google, tiene un completo conjunto de herramientas para conectar, procesar, almacenar y analizar datos tanto en el perímetro como en la nube. La plataforma se compone de servicios en la nube escalables y totalmente gestionados: una pila de software integrada con funciones de aprendizaje automático para los recursos de computación

on-premise o del perímetro para satisfacer tus necesidades del Internet de las cosas. (Valparaíso Makerspace PUCV, 2021)

Xively está habilitado para trabajar en cualquier plataforma de desarrollo de aplicaciones IoT actuales. Esta aplicación puede desarrollarse en Linux, Android, Embedded C (en tiempo real o no), Arduino, y otros. (García Muelas, 2015)

4.3.1.2. Hardware compatible.

Esta aplicación es compatible con varios dispositivos como Arduino (UNO, Leonardo, Due, Ethernet, Mega), Raspberry Pi, TSmarT, Simple Links, entre otros.

4.3.1.3. Xively Api.

API Xively actúa como una interfaz para leer y escribir datos al servicio de cloud Xively y está basado en los principios de REST que es una estructura escalable que permite que las cosas se comuniquen a través del protocolo de transferencia de hipertexto y se adopta fácilmente para que las aplicaciones IoT proporcionen comunicación de una cosa a un servidor. (Mikelsten)

La mayoría de las peticiones HTTP son notación de objeto de JavaScript (*con sus siglas en ingles JSON*), Lenguaje de Marcado Extensible (*con sus siglas en ingles XML*) y Valores separados por comas Extensible (con sus siglas en ingles CSV) (JSON es el formato por defecto). API Xively se puede llamar de forma segura a través de IPv4 o IPv6 a través de HTTP, HTTPS (es el protocolo por defecto), sockets o web sockets y protocolos MQTT. Cada solicitud requiere autenticación a través de una clave de API. Además, es compatible con OAuth, por lo que las entidades de terceros pueden comunicarse con el API. El API Xively entregara códigos de estado HTTP apropiados para cada solicitud. (García Muelas, 2015)

Tabla 3

Parámetros de petición Xively.

Solicitud http	Descripción
200 OK	Solicitud procesada exitosamente.
400 Bad Request	Esta respuesta se debe a un documento JSON mal formado.
400 Petición Incorrecta	
401 Unauthorized	El solicitante (cliente HTTP) no incluye el campo de autenticación o esto no es válido.
401 no autorizado	El campo de autenticación es válido pero no hay acceso al recurso.
403 Forbidden	
403 Prohibido	
404 Not found	La API no coincide con el recurso solicitado con ninguno de los disponibles.
404 No encontrado	Es debido al tipo de documento incorrecto.
406 Not acceptable	
406 No acceptable	
422 Unprocessable entity	Xively no pudo crear un Feed porque la carga útil estaba mal formada.
422 Entidad no procesable	
500 Internal Server Error	El servidor no pudo cumplir la solicitud debido a un código interno.
Error interno de servidor	
500	
503 No server error	Se utiliza cuando los servidores Xively están sobrecargados.
503 Sin error del servidor	

Nota: Tomado de (García Muelas, 2015)

4.3.2. Carriots

4.3.2.1. Introducción.

Carriots es una plataforma de almacenamiento y desarrollo especializada en proyectos relacionados con Internet of Things (IoT) y Machine to Machine (M2M). Permite que sea muy sencillo recibir información de los objetos conectados, almacenarla y construir potentes aplicaciones con pocas líneas de código Groovy (código abierto, java). Carriots proporciona un entorno de desarrollo sencillo, APIs robustas y un alojamiento sin preocupaciones que permite

acelerar el desarrollo de aplicaciones y sacar provecho del escalado sencillo cuando la aplicación y el número de dispositivos crecen. (Altairsmartworks)

4.3.2.2. Hardware compatible.

Prototipado: Arduino, Raspberry Pi. Beagle Bone, Fez Cerbuino, Cubieboard, Nanode, Electric Imp.

Industriales: Tst Gate, Tst Mote, Cloud Gate, Tst Light, Mobile Devices C4max, Mobile Devices C4evo, Mobile Devices Obd Dongle.

4.3.2.3. Carriots Api.

Los dispositivos envían datos a la API de la plataforma mediante mensajes HTTP REST / MQTT, en formato XML o JSON. Esta información puede ser de cualquier tipo, ya que se almacena en una base de datos NoSQL donde luego será procesada por las aplicaciones creadas dentro de la plataforma. (MARTINEZ JACOBSON, 2017)

Las aplicaciones pueden ser básicas con expresiones comparativas o avanzadas con una lógica más compleja mediante scripts GROOVY, que es un lenguaje de programación ágil y dinámico diseñado para la Plataforma Java con determinadas características inspiradas en lenguajes como Python, Ruby o Smalltalk. (Groovy, 2007)

Una vez procesada, esta información puede ser descargada, publicada mediante una API REST proporcionada por la misma plataforma o enviada a otro sistema/plataforma mediante eventos.

Las siguientes tablas especifican los parámetros de las peticiones HTTP para la gestión de los recursos de la plataforma:

Tabla 4*Parámetros de petición Carriots.*

Estado http	Descripción
200 OK	La solicitud de la acción realizada se procesó con éxito.
400 Bad Request 400 Petición Incorrecta	La solicitud no es válida probablemente debido a un cuerpo JSON mal formado.
401 Unauthorized 401 No autorizado	Error en las acciones "Crear una secuencia de datos" y "Crear una secuencia de estado".
404 Not found 404 No encontrado	La API no coincide con el recurso solicitado con ninguno de los disponibles.
503 No server error 503 Sin error del servidor	Los servicios de Carriots no están disponibles.

Nota: Tomado de (García Muelas, 2015)

4.3.3. Thingspeak

4.3.3.1. Introducción.

ThingSpeak es una plataforma de análisis de IoT que le permite agregar, visualizar y analizar flujos de datos en vivo en la nube. Puede enviar datos a ThingSpeak desde sus dispositivos, crear una visualización instantánea de datos en vivo y enviar alertas. (ThingSpeak, 2020)

Esta plataforma es abierta y de código libre. Su código está disponible en GitHub y dispone de una gran comunidad de desarrolladores dando soporte a una gran variedad de dispositivos.

4.3.3.2. Hardware compatible.

Arduino, Raspberry pi, Electric Imp, Free tonics, Netduino y Xbee wireless networks.

4.3.3.3. Thigspeak Api.

ThingSpeak API proporciona una interfaz para el intercambio de información entre los dispositivos físicos, entidades ThingSpeak y plataformas de terceros como Twitter, Prowl y Twilio (Universitat Oberta de Catalunya, 2015).

La plataforma ThingSpeak permite que cualquier dispositivo físico con socket TCP pueda enviar peticiones HTTP a la API y almacenar o recuperar cualquier tipo de dato. La plataforma ThingSpeak almacena los datos en "Canales ThingSpeak". Los canales se representan como una interfaz web donde se publican los datos almacenados. Pueden ser configurados para ser públicos para que otras personas puedan verlos o privados, sólo se puede acceder mediante el registro en ThingSpeak.com con una cuenta de usuario registrada (Universitat Oberta de Catalunya, 2015). Las aplicaciones cliente están integradas en los dispositivos físicos que pueden leer y escribir a un canal ThingSpeak mediante peticiones HTTP a la API de ThingSpeak. Cada entrada o feed es etiquetada con una ID de entrada única y se almacenan con una fecha y un time stamp. Escribir en un canal requiere una clave de escritura para asegurar que sólo las aplicaciones autorizadas pueden acceder a sus datos. Los datos numéricos pueden ser procesados como escala de tiempo, promedio, mediana, suman, y el redondeo. Los canales soportan los formatos JSON, XML, CSV. (Universitat Oberta de Catalunya, 2015).

Tabla 5

Parámetros de petición ThingSpeak.

Acción realizada	Método	Punto final
Actualizando un canal	ENVIAR	/update
Recuperando feeds de canales	OBTENER	/channels/(channel_id)/feed.(format)
Recuperando la última entrada en el canal de alimentación	OBTENER	/channels/(channel_id)/feed/last.(format)
Recuperando un avance de campo	OBTENER	/channels/(channel_id)/field/(field_id).(format)
Recuperando la última entrada en un feed de campo	OBTENER	/channels/(channel_id)/field/(field_id)/last.(format)
Recuperando actualizaciones de estado	OBTENER	/channels/(channel_id)/status.(format)

Nota: Tomado de (García Muelas, 2015)

4.3.3.4. Chart api.

Muestra los datos numéricos mediante gráficos denominados "charts" y que pueden ser embebido en sitios web externos. Los gráficos pueden ser estáticos o dinámicos (tiempo real) (Universitat Oberta de Catalunya, 2015).

4.3.3.5. Thing tweet.

Ejecuta un Twitter proxy que envía actualizaciones de estado a Twitter a través de las llamadas ThingSpeak API (Universitat Oberta de Catalunya, 2015).

4.3.3.6. Thinghttp.

ThingHTTP permite la conectividad de dispositivos con restricciones a cualquier servicio. Además, es posible incorporar un "Parse String" dentro de la petición HTTP, para evitar la codificación de un analizador sintáctico en los dispositivos restringidos (Universitat Oberta de Catalunya, 2015).

4.3.3.7. Tweetcontrol.

ThingControl App pregunta constantemente a Twitter para las actualizaciones de estado (Universitat Oberta de Catalunya, 2015).

4.3.3.8. React.

La plataforma ThingSpeak establece acciones de trigger donde se cumple una condición con respecto a los datos de un canal. Cuando se cumple una condición, React puede desencadenar una solicitud ThingHTTP a una tercera entidad o publicar un Tweetcon ThingTweet App. (Universitat Oberta de Catalunya, 2015).

4.3.4. *Ubidots*

4.3.4.1. Introducción.

Ubidots es una plataforma de Internet de las cosas (IoT) que permite a las empresas crear aplicaciones IoT que convierten los datos de los sensores en conocimiento práctico y aplicable. (Ubidots, 2020)

4.3.4.2. Hardware compatible.

Android, Spark.io, Tessel y cualquier dispositivo capaz de enviar peticiones HTTP.

4.3.4.3. Ubidots Api.

Esta plataforma permite enviar datos y configurar eventos para que la API reaccione en tiempo real según el valor de los datos. Mediante estos eventos, la plataforma permite el envío de alertas mediante Email/SMS (MARTINEZ JACOBSON, 2017). En el apartado de visualización, permite crear paneles mediante un editor gráfico y sencillo. (MARTINEZ JACOBSON, 2017)

Proporciona una completa colección de librerías para llamar a la API. Los lenguajes disponibles para estas librerías son: Python, Java, C, PHP, Node, Ruby (MARTINEZ JACOBSON, 2017). La API permite enviar, leer, editar y borrar la información almacenada mediante los métodos estándares de HTTP: GET, POST, PUT, DELETE. Los mensajes se envían desde el dispositivo mediante peticiones REST utilizando el protocolo HTTP. Estas peticiones se pueden construir con los clientes disponibles en varios lenguajes o manualmente desde un script propio. (MARTINEZ JACOBSON, 2017)

Tabla 6

Formatos disponibles para enviar información.

	<i>XML</i>	<i>JSON</i>
	<pre><ítem> <value>1000</value><context> <estado>encender</estado></context> > </ítem></pre>	<pre>{ "value": 1000, "context": {"estado": "encendido"} }</pre>

Nota: Tomado de (MARTINEZ JACOBSON, 2017)

4.3.5. *Nodo – red*

4.3.5.1. *Introducción.*

Esta herramienta fue diseñada en el 2013 como un proyecto colateral de Nick O’Leary y Dave Conway-Jones del grupo de Emerging Technology Services de IBM para el desarrollo de aplicaciones orientadas a aplicaciones IoT, muestra visualmente las relaciones y funciones, y permite al usuario programar sin tener que escribir una lengua. Node-RED es un editor de flujo basado en el navegador donde se puede añadir o eliminar nodos y conectarlos entre sí con el fin de hacer que se comuniquen entre ellos. (Daria, 2020)

Según su página Web (RED, 2020) se describe Node-RED como: Node-RED es una herramienta de programación que permite conectar entre sí dispositivos hardware, APIs y servicios en-línea en formas completamente nuevas e interesantes.

En Node-RED, existen dos tipos de nodos: un nodo de inyección o un nodo de función. Los nodos de inyección producen un mensaje sin necesidad de entrada y lanzan el mensaje al siguiente nodo conectado a éste. Los nodos de función, por el contrario, tienen una entrada y realizan algún trabajo en él. Con una gran cantidad de estos nodos para elegir, Node-Red hace que el conectar los dispositivos de hardware, APIs y servicios en línea sea más fácil que nunca.

4.3.5.1.1. *Entorno de ejecución.*

Esta herramienta puede instalarse y ejecutarse en un amplio rango de dispositivos y entornos de despliegue:

- En dispositivos de bajo coste, que actúan como dispositivos "edge" o "pre-edge" cercanos a los dispositivos actuadores o sensores en una red IoT.
- Correr localmente en ordenadores y servidores locales con sistemas operativos Windows, Linux o Mac.
- En la nube: directamente como servicios en instancias de servidor virtual, contenedores en servicios gestionados o directamente como un servicio de Node-RED gestionado.

Figura 91

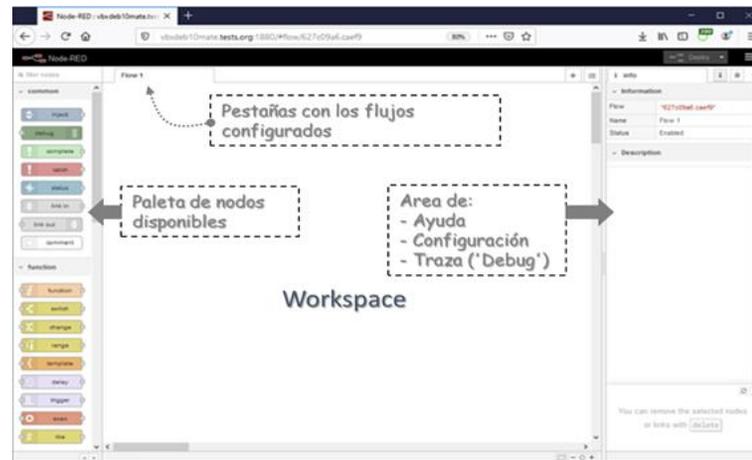
Arquitectura Nodo – red



Nota: Tomado de (SANCHO, 2020)

Los flujos creados en Node-RED se almacenan usando JSON que se puede importar y exportar fácilmente para compartir con otros. Una biblioteca de flujos en línea le permite compartir sus mejores flujos con el mundo.

En la Figura 92 se detalla los componentes principales del panel frontal de la herramienta Nodo – Red.

Figura 92*Panel Frontal Nodo – red**Nota:* Tomado de (SANCHO, 2020)

La paleta de nodos está formada por tres tipos de nodos que se detallaran a continuación:

- Nodos Iniciadores de flujo que inician o ejecuta el flujo de proceso:
 - ✓ Solo un puerto de salida
 - ✓ Activos: Supervisan periódica la activación de un evento determinado.
 - ✓ Pasivos: Están en un evento de activación generado.
- Nodos Intermedios realizan acciones con la información recibida y traspasan los datos resultantes de dicha acción a los nodos siguientes, unidos por un puerto o puertos de salida:
 - Un puerto de entrada
 - Uno ó más puertos de salida

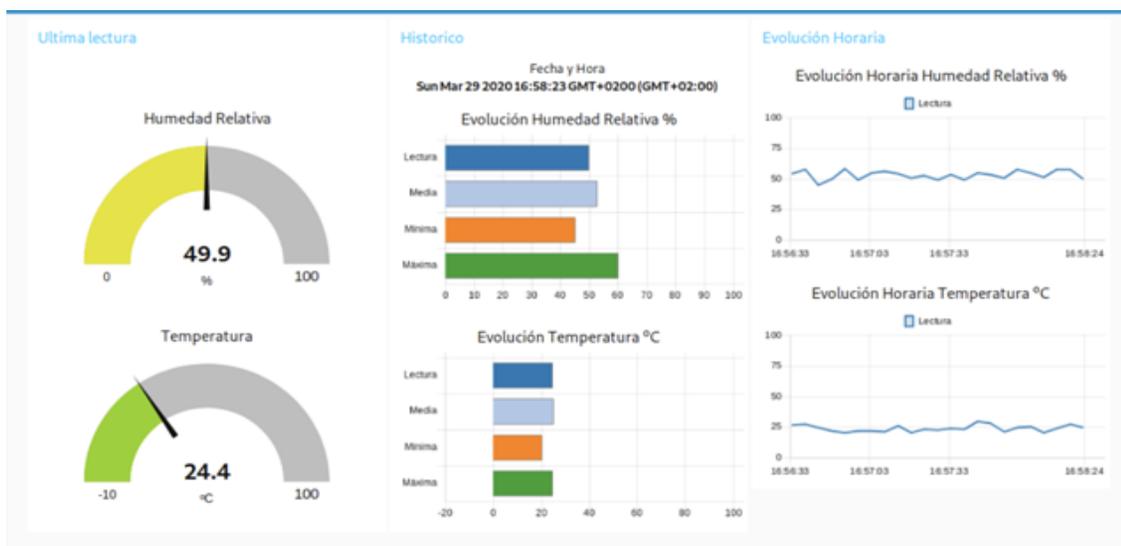
- Realizan acciones como: Transformación de formato (JSON, YAML, CSV, XML, binario), invocación de APIs, o en general, servicios expuestos externamente, persistencia en fichero, Bases de Datos (SQL/NoSQL), etc.
- Nodos Terminales de flujo que se disponen al final de ramas del flujo de datos y envían acciones específicas:
 - ✓ Poseen únicamente 1 puerto de entrada.
 - ✓ Disparar la ejecución de otros flujos Node-Red.

4.3.5.1.2. Dashboards

Son Cuadros de Mando a los que se puede acceder remotamente vía navegador y cuyo acceso puede ser, al igual que lo descrito para el editor, protegido con credenciales de acceso, un ejemplo de esta interfaz se puede visualizar en la Figura 93.

Figura 93

Cuadros de mando



Nota: Tomado de (SANCHO, 2020)

4.3.5.2. Hardware compatible.

Es compatible con dispositivos de bajo costo como: Arduino, Raspberry Pi o Beaglebone Black.

4.3.5.3. Nodo – red api.

Estas se configuran en cuatro tipos que se tratan a continuación, según las referencias descritas en (NODERED, 2020).

4.3.5.3.1. Api del módulo nodo-red.

Las API proporcionadas por los módulos npm a partir de los cuales está construido Node-RED. Estos se pueden usar para incrustar Node-RED en aplicaciones Node.js existentes. Node-RED proporciona un conjunto de módulos de nodo que implementan diferentes partes de la aplicación, que se detallan a continuación en la Tabla 7:

Tabla 7

Formatos disponibles el módulo Node – Red

Módulo	Descripción
nodo-rojo	el módulo principal que reúne todos los módulos internos y proporciona la versión ejecutable de Node-RED
@ node-red / editor-api	una aplicación Express que sirve al editor Node-RED y proporciona la API HTTP de administrador
@ node-red / tiempo de ejecución	el tiempo de ejecución principal de Node-RED
@ nodo-rojo / util	utilidades comunes para los módulos de editor y tiempo de ejecución de Node-RED
@ nodo-rojo / registro	el registro de nodos interno
@ nodo-rojo / nodos	el conjunto predeterminado de nodos centrales
@ nodo-rojo / editor-cliente	los recursos del lado del cliente de la aplicación del editor Node-RED

Nota: Tomado de (RED, 2020)

4.3.5.3.2. *Api HTTP de administrador.*

Esta API basada en HTTP se puede utilizar para administrar de forma remota el tiempo de ejecución. Es utilizado por el editor Node-RED y la herramienta de administración de línea de comandos.

Tabla 8

Formatos disponibles en el administrador Node – Red

Campo	Descripción
ID	La identificación única del flujo
LABEL	Una etiqueta para el flujo
NODES	Una matriz de nodos en el flujo
CONFIGS	Una serie de Configs en el flujo
SUBFLOWS	Una matriz de subflujos en el flujo: solo se usa cuando se representa la configuración global del flujo

Nota: Tomado de (RED, 2020)

4.3.5.3.3. *Api de almacenamiento.*

Esta API proporciona una forma conectable de configurar dónde el tiempo de ejecución de Node-RED almacena datos.

La información almacenada por la API incluye:

- configuración de flujo
- credenciales de flujo
- ajustes de usuario
- sesiones de usuario
- contenido de la biblioteca de nodos

De forma predeterminada, Node-RED utiliza una implementación de sistema de archivos local de esta API.

4.3.5.3.4. *Api de context store.*

Nuevo en 0.19: esta API proporciona una forma conectable de almacenar datos de contexto fuera del tiempo de ejecución.

4.4. Tarjeta de comunicación con características IoT – raspberry pi

4.4.1. *Introducción.*

La Raspberry Pi fue creada en febrero del 2012 por la Raspberry Pi Foundation, originalmente pensado para promover y enseñar las ciencias básicas de la computación en las escuelas y universidades de Reino Unido. Originalmente lanzaron dos modelos, el Modelo A y el Modelo B. Al poco tiempo de su lanzamiento se formó una comunidad muy numerosa interesada en experimentar con esta tecnología. (Pi, Raspberry Pi, 2017) Consta de una placa base sobre la que se monta un procesador, un chip gráfico y memoria RAM. (Confidencial, 2014)

Figura 94

Placas Raspberry Pi A y Raspberry Pi B (izquierda y derecha respectivamente).



Nota. Tomado de (Confidencial, 2014)

Existen varios modelos, que se han ido desarrollando con el pasar del tiempo, a continuación, se indicara los modelos desarrollados y sus principales características:

Tabla 9

Características de versiones Raspberry.

Versión	SoC	Velocidad	RAM	Puertos USB	Ethernet	Bluetooth
Raspberry Pi A+	BCM2835	700 MHz	512 MG	1	No	No
Raspberry Pi B+	BCM2835	700 MHz	512 MG	4	100 base T	No
Raspberry Pi 2 B	BCM2836	900 MHz	1 GB	4	100 base T	No
Raspberry Pi 3 B	BCM2837A0/B0	1200 MHz	1 GB	4	100 base T	4.1
Raspberry Pi 3 A+	BCM2837B0	1400 MHz	512 MB	1	No	4.2
Raspberry Pi 3 B+	BCM2837B0	1400 MHz	1 GB	4	100 base T	4.2
Raspberry Pi 4 B	BCM2711	1500 MHz	1 GB	2 USB-2 2 USB-3	100 base T	5.0
Raspberry Pi 4 B	BCM2711	1500 MHz	2 GB	2 USB-2 2 USB-3	100 base T	5.0
Raspberry Pi 4 B	BCM2711	1500 MHz	2 GB	2 USB-2 2 USB-3	100 base T	5.0
Raspberry Pi Zero	BCM2835	1000 MHz	512 MB	1	No	No
Raspberry Pi Zero W	BCM2835	1000 MHz	512 MB	1	No	4.1
Raspberry Pi Zero WH	BCM2835	1000 MHz	512 MB	1	No	4.1

Nota: Tomado de (Confidencial, 2014)

4.4.2. *Concepto*

Raspberry Pi es una computadora de pequeñas dimensiones, al cual se puede añadir varios dispositivos externos, conectados mediante USB, HMI o RCA. Tiene conexión a internet y pines GPIO (General Purpose Input/Output), para interactuar con sensores, botones, o cualquier otro elemento. (Páez Rojas, 2015)

Raspberry Pi es un ordenador de placa reducida (SBC) de bajo costo desarrollado por la fundación Raspberry Pi, usa una tarjeta SD para el almacenamiento permanente. (Páez Rojas, 2015)

4.4.3. *Raspberry pi 3 B+*

Esta nuevo micro – ordenador ha supuesto un rediseño absoluto de la placa, manteniendo el mismo tamaño y la misma posición de los elementos que en el modelo Pi, pero ha cambiado el procesador por otro más potente que funciona a 1.4 Ghz, y además elimina el cuello de botella de la conectividad incluyendo Bluetooth 4.2, BLE, Wi-Fi a doble banda 2.4 Ghz y 5 Ghz y, además, la tarjeta de red, Gigabit Ethernet, ya no está limitada a los 100 Mbps, sino que es capaz de alcanzar los 300 Mbps al funcionar sobre USB 2.0. (Velasco, 2018)

Figura 95

Placas Raspberry Pi 3 B +.



Nota. Tomado de (Upton, 2020)

Una de las ventajas es que la LAN inalámbrica de doble banda viene con certificación de cumplimiento modular, lo que permite que la placa se diseñe en productos finales con pruebas de cumplimiento de LAN inalámbrica significativamente reducidas, mejorando tanto el costo como el tiempo de comercialización. (Pi, Raspberry Pi, 2017)

4.4.3.1. Especificaciones

Tabla 10

Especificaciones Raspberry Pi 3 B+

Componente	Descripción
Procesador	Broadcom BCM2837B0, Cortex A53 64-bit SoC @ 1.4GHz
Memoria	1GB LPDDR2 SDRAM
Conectividad	<ul style="list-style-type: none"> • 2.4GHz and 5GHz IEEE 802.11.b/g/n/ac wireless LAN, Bluetooth 4.2, BLE • Gigabit Ethernet sobre USB 2.0 (rendimiento máximo 300Mbps) • 4 × USB 2.0 puertos
Acceso	Cabecera GPIO extendida de 40 pines
Video y sonido	<ul style="list-style-type: none"> • 1 × HDMI de tamaño completo • Puerto de pantalla MIPI DSI • Puerto de cámara MIPI CSI • Salida estéreo de 4 polos y puerto de video compuesto
Multimedia	H.264, MPEG-4 decode (1080p30); H.264 encode (1080p30); OpenGL ES 1.1, 2.0 graphics
Soporte de tarjeta SD	Formato Micro SD para cargar el sistema operativo y el almacenamiento de datos
Potencia de entrada	<ul style="list-style-type: none"> • 5V / 2.5A DC a través del conector micro USB • 5V DC a través del encabezado GPIO • Alimentación a través de Ethernet (PoE): habilitada (requiere un PoE HAT separado)
Ambiente	Temperatura de funcionamiento, 0–50 °C

Nota: Tomado de (Pi, Raspberry Pi, 2017)

4.4.3.2. Especificaciones físicas

1. Procesador BCM2837B0

El procesador BCM2837B0, (Ver. Figura 96) una versión actualizada del procesador de aplicaciones Broadcom de 64 bits incorpora optimizaciones de integridad de potencia y un difusor de calor. Esto permite alcanzar frecuencias de reloj más altas (o funcionar a voltajes más bajos para reducir el consumo de energía) y monitorear y controlar con mayor precisión la temperatura del chip. (Upton, 2018)

El procesador es aquel que se encarga de los procesos del audio, video, procesamiento gráfico y comunicación de las interfaces del hardware.

Figura 96

Procesador BCM2837B0.



Nota. Tomado de (Manuti, 2019)

2. Chip Cypress CYW43455

Este chip (Ver. Figura 97) se conecta a una antena de PCB Proant que proporciona Bluetooth 4.2 y LAN inalámbrica de doble banda. Ofrece un rendimiento algo mejor en el 2.4

Banda de GHz y un rendimiento mucho mejor en la banda de 5 GHz.

Figura 97

Chip CYW43455.



Nota. Tomado de (Manuti, 2019)

3. Alimentación

La Raspberry Pi 3 utiliza una fuente de alimentación micro USB (Ver. Figura 9 (a)) de 5,1 V, con un amperaje de 2.5 A, esta corriente es necesaria por la capacidad del procesador, otra forma de alimentación es mediante el PoE HAT (Ver. Figura 9 (b)) que se conecta al encabezado de GPIO del Raspberry Pi 3 Modelo B +, y permite que la Raspberry Pi se alimente a través de una red Ethernet con alimentación, lo que elimina la necesidad de una fuente de alimentación independiente. (Factory, 2016)

Figura 98

(a) Fuente micro USB (b) PoE HAT.



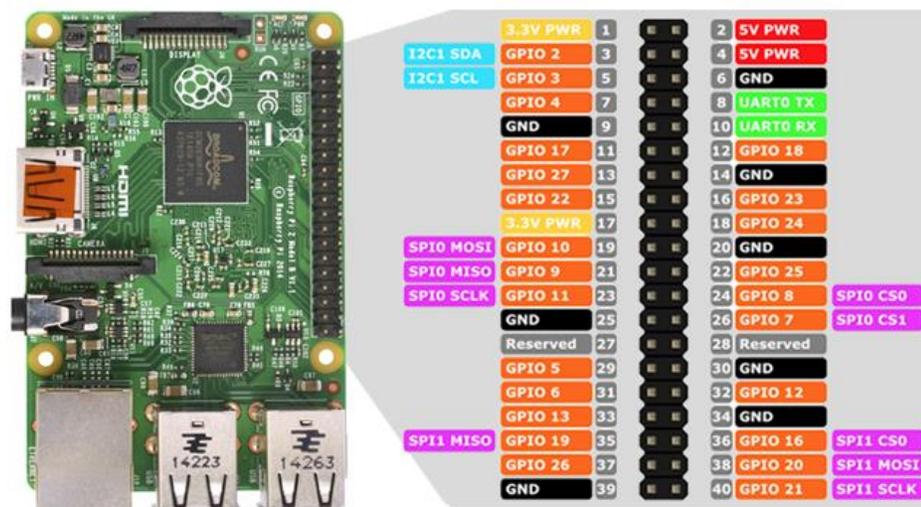
Nota. Tomado de (Amazon, 2020) (PCFACTORY, 2020)

4. Descripción de pines GPIO

La Raspberry Pi 3 B + cuenta con un GPIO de 40 pines, el cual permite el contacto con el mundo exterior, tanto por sensores como con actuadores, en este punto es importante conocer que el GPIO de Raspberry trabaja con un nivel de 3.3V, por consiguiente, si los sensores operan a 5V será necesario un convertor de niveles lógicos, debido que el procesador de la Raspberry Pi no tiene un convertor analógico a digital integrada, se requiere un convertor ADC externo. (Pi, Raspberry Pi, 2017)

Figura 99

Distribución de pines GPIO de la Raspberry Pi 3 B+.



Nota. Tomado de (SUM, 2020)

Los pines GPIO tienen funciones específicas (algunos comparten funciones) y se pueden agrupar de la siguiente manera:

- Amarillo (2): Alimentación a 3.3V.
- Rojo (2): Alimentación a 5V.
- Naranja (26): Entradas / salidas de propósito general. Pueden configurarse como entradas o salidas. El nivel alto es de 3.3V y no son tolerantes a tensiones de 5V.
- Gris (2): Reservados.
- Negro (8): Conexión a GND o masa.
- Azul (2): Comunicación mediante el protocolo I2C para comunicarse con periféricos que siguen este protocolo.
- Verde (2): Destinados a conexión para UART para puerto serie convencional.
- Morado (5): Comunicación mediante el protocolo SPI para comunicarse con periféricos que siguen este protocolo.

4.5. Desarrollo de la aplicación

En el desarrollo de la aplicación se emplea la plataforma Node – red que es una plataforma de datos abierta para monitorear datos en línea. El tiempo se determina en el Arduino, donde se emplea un tiempo de muestreo de 0.1 s.

En el desarrollo de la aplicación está dividido en 4 etapas:

En la primera se detecta los datos de las señales bioeléctricas ECG, EMG, EEG, EOG, y Zcuerpo, esta debe estar acondicionada para un valor de 0 a 5V, rango el cual soporta el multiplexor utilizado para enviar datos analógicos a la Raspberry Pi 4.

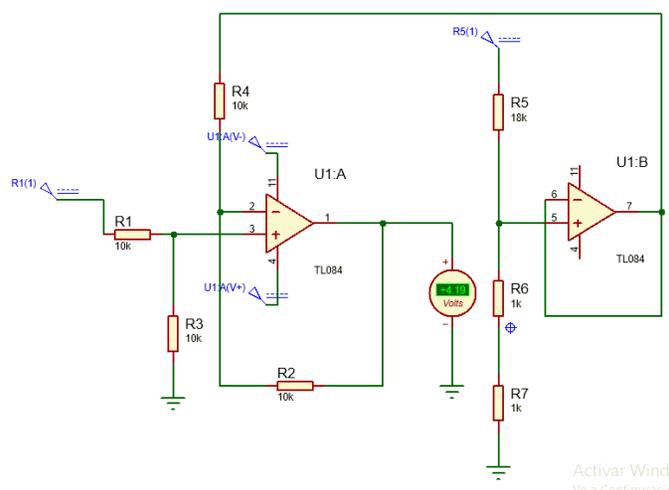
En la segunda etapa, la Raspberry Pi 3 B+, lee los datos de salida del circuito de acondicionamiento. En tercer lugar, estos valores se envían a la aplicación Nodo – red mediante el uso de Wi-Fi incorporado en la Raspberry. Y finalmente Nodo – red analiza los datos y los muestra en forma de gráfico. Además, se utiliza una pantalla LCD de 7" para mostrar estos valores localmente.

4.5.1. Acondicionamiento de las señales bioeléctricas

Para acondicionar las señales provenientes de la fase de filtrado, se hace empleo de un circuito de compensación de offset logrando elevar el nivel de DC de las señales bioeléctricas permitiendo remover la parte negativa, debido a que nuestro microcontrolador solo trabaja con valores positivos entre 0 a 5V. (Aguirre, Enríquez, & Yapur, 2018). A continuación, se describe el circuito en la siguiente figura:

Figura 100

Circuito de compensación offset



Este circuito está formado por un restador inversor, donde el voltaje de salida es el resultado de la resta de la señal proveniente del filtro Notch y el voltaje resultante del divisor de tensión, aumentando el nivel DC, y permitiendo visualizar la parte negativa de la señal.

El divisor de voltaje nos da un valor igual:

$$V_0 = \frac{V_s * R1}{R1 + R2}$$

$$V_0 = \frac{(-12) * (2k)}{2k + 18k}$$

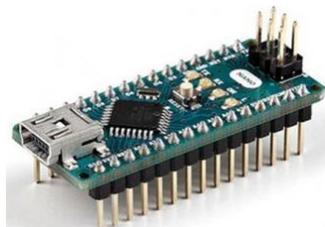
$$V_0 = -1.2 V$$

4.5.2. Lectura de datos

En la lectura se emplea un Arduino nano, que es una placa pequeña y compatible con la Raspberry Pi 3, este recibirá los datos que generan las señales bioeléctricas, mediante los puentes analógicos y mediante el protocolo I2C, los enviara a la Raspberry, para su posterior tratamiento.

Figura 101

Arduino nano



Nota. Tomado de (ARDUINO, 2020)

4.5.3. Envío de datos a la aplicación IoT

Para poder enviar los datos desde el Arduino, mediante la Raspberry hacia la plataforma Mosquitto se debe cumplir con varios parámetros que se detallaran a continuación:

- Instalación de la librería PubSubClient

Para el envío de datos desde el Arduino, se emplea la librería PubSubClient, en el cual está basado en protocolo MQTT, donde el arduino se encarga de Publicar y la Raspberry suscribe en la plataforma Mosquitto.

Esta librería se la puede encontrar desde el administrador de librería en la que se buscara PubSubClient, y se la instala en el IDE de Arduino, esta librería hace que nuestra placa se comporte como un cliente MQTT es decir, que podamos publicar mensajes y suscribirnos a un topic o varios para recibir mensajes. (Del Valle, 2020)

- Instalación de Node – Red

Node-RED, es una herramienta para programación y conexión de aplicaciones para el IoT o Internet de las cosas, integra protocolos, API'S, hardware y software, tiene un IDE web para conexión de nodos en modo de flujo. (Posted, 2018)

Esta herramienta ya viene preinstalada en el sistema operativo, mediante el siguiente comando, actualizamos a la versión actual y se activa para realizar el aplicativo.

```
bash < (curl -sL https://raw.githubusercontent.com/node-red/raspbian-debian-package/master/resources/update-nodejs-and-nodered)
```

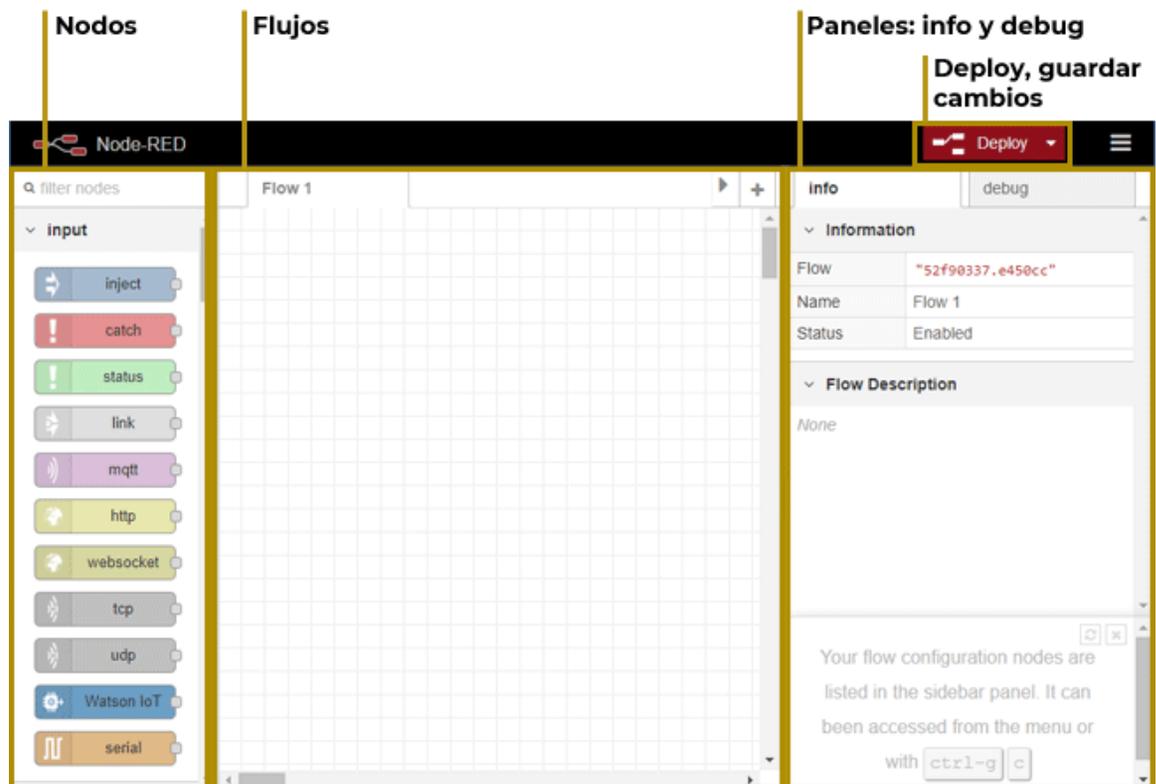
Una vez terminado el proceso de actualización, se debe iniciar el nodo mediante el siguiente comando:

node – red – start

Una vez iniciada el Node – Red, mediante la dirección IP del Broker se puede acceder a la plataforma para poder comenzar a programa, en su pantalla principal consta de las herramientas descritas en la Figura 102.

Figura 102

Herramientas de Node – red.



Nota. Tomado de (Posted, 2018)

Los nodos son la unidad mínima del Node-RED. En la parte izquierda de la interfaz se encuentran la lista de nodos por defecto y organizados en categorías según su funcionalidad. Se pueden clasificar en tres tipos de nodos:

- Nodos que sólo admiten entradas: sólo admiten datos de entrada para ser enviados a algún sitio como pueda ser una base de datos o un panel de control.
- Nodos que sólo admiten salidas: son los nodos que sólo ofrecen datos tras recibirlos a través de diferentes métodos como por ejemplo un mensaje MQTT.
- Nodos que admiten entradas y salidas: estos nodos nos permiten la entrada de datos y luego ofrecen una o varias salidas. Por ejemplo, podemos leer una temperatura, transformarla en grados Celsius y enviarla a otro nodo.
- Los nodos los arrastramos al flujo o flow, en inglés. Aquí es donde tendremos la lógica para cada dato a base de ir arrastrando nodos.

En la parte de Info : Muestra la información de un nodo, se puede acceder dando doble click sobre cualquiera de ellos.

En el debug: Muestra mensajes de lo que está ocurriendo dentro de cada flujo o tratamiento de datos.

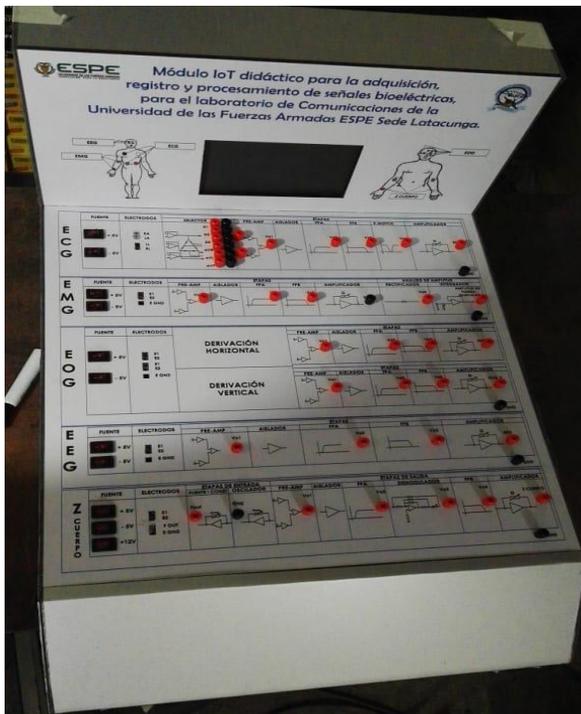
Capítulo V

5. Pruebas y análisis de resultados del módulo de adquisición de señales bioeléctricas ECG, EMG, EOG, EEG y Zcuerpo.

Para el desarrollo de las pruebas se debe considerar varios requisitos antes de realizar la medición tanto en la preparación del paciente como del módulo elaborado, este se puede visualizar en la Figura 103.

Figura 103

Modulo de adquisición de señales bioeléctricas.



Antes de realizar la medición de la señal se debe que limpiar las partes del cuerpo que estarán en contacto con el electrodo y ubicar correctamente el electrodo y seguir los pasos

detallados en el manual que se adjunta en el Anexo 1, para la obtención de una mejor lectura de la señal.

5.1. Adquisición y análisis de la señal del ECG

Al momento de realizar la medición se debe considerar los siguientes aspectos, detallado en la siguiente Tabla 11, donde se indica los materiales y normativas:

Tabla 11

Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal ECG.

Módulo didáctico	Conectar el módulo a la red y alimentar la sección del ECG.
4 cables de electrodos	Cables de color: Blanco – Brazo derecho Negro – Brazo izquierdo Verde – Pierna Derecha (GND) Rojo – Pierna Izquierda
4 electrodos desechables	Utilizar electrodos nuevos.
Insumos: Alcohol, algodón	Para eliminar residuos de la piel antes y después de la medición.

En todas las mediciones es recomendable limpiar la zona del cuerpo que estará en contacto con los electrodos, verificando que estén bien adheridos y cumpliendo con la ubicación correcta para reducir o evitar la presencia de ruidos en la señal biológica obtenida. Es recomendable que la persona que se encuentre realizando esta medición esté relajada, sin realizar ningún movimiento, y puede estar sentada o recostada, con las manos y pies separados con una distancia prudente.

5.1.1. ECG – pruebas

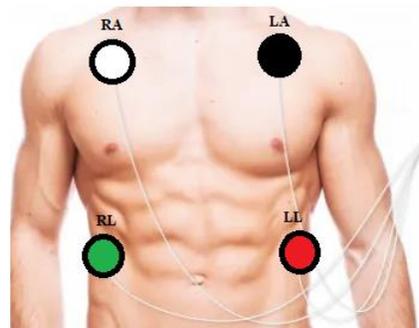
La primera prueba que se realiza es la adquisición y análisis de la señal del ECG, como ya se vio en el capítulo 2, sección 2.2 se describió todo lo referente a una señal de ECG y funcionamientos y características, que será base fundamental para la realización de la siguiente prueba. Esta prueba tiene como objetivos: a) Obtener la señal del ECG, b) Identificar las derivaciones estándares de Einthoven y las derivaciones aumentadas, y c) Compara las señales obtenidas en el osciloscopio y en la pantalla de la raspberry,

Obtener la señal del ECG

En primer lugar, se debe conectar los 4 electrodos según el color, como se indica en la tabla 8, recordando que tenemos como referencia la pierna derecha, para obtener una señal más segura se procede ubicar los electrodos en la sección del torso como se observa en la Figura 104.

Figura 104

Ubicación de electrodos (ECG).

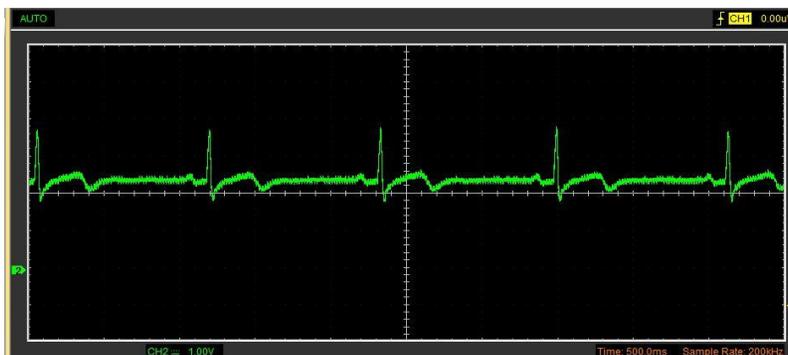


Nota. Tomado de (HealthTech Insider, 2017)

La señal mostrada en la Figura 105, corresponde a la derivación I (D I) obtenida de un hombre sano, la cual muestra la forma característica de una señal ECG.

Figura 105

Señal del ECG D1

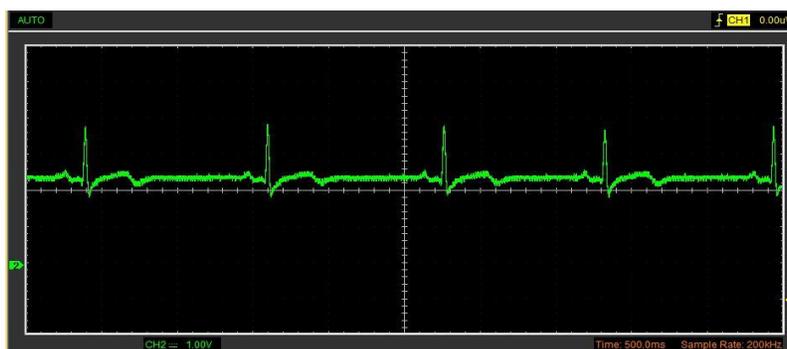


Identificar las derivaciones estándares de Einthoven y las derivaciones aumentadas.

Para identificar las derivaciones tenemos un selector donde se elijará se acuerdo al requerimiento de la medida, donde la sección de la A y B están ordenadas de la siguiente manera: D1, D2, D3, AVR, AVL, AVF se enviaras como entradas del preamplificador, en la Figura 106 se puede identificar una derivación D2 que proviene como resultado de la diferencia entre el brazo izquierdo y pierna derecha.

Figura 106

Señal del ECG D2

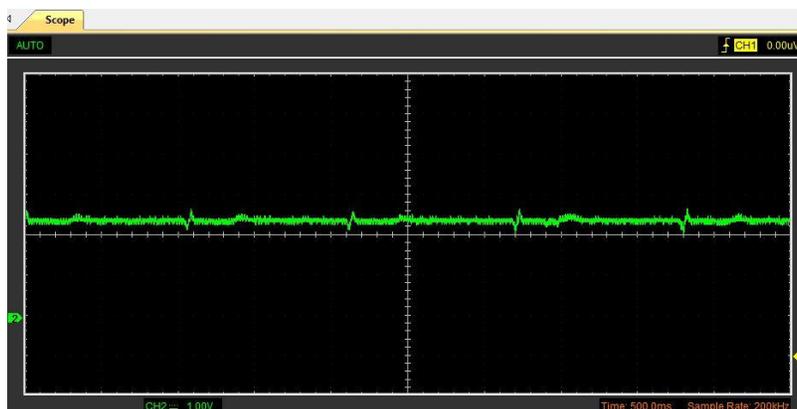


En esta señal se puede diferenciar con la señal del ECG D1, por la amplitud obtenida en ambos casos, ya que en la D2 esta es mucho mejor en comparación con la D1.

La Figura 107, nos muestra el resultado obtenido al seleccionar una derivación 3 (D3), que de igual forma se identifica por ser de una amplitud pequeña de la onda R.

Figura 107

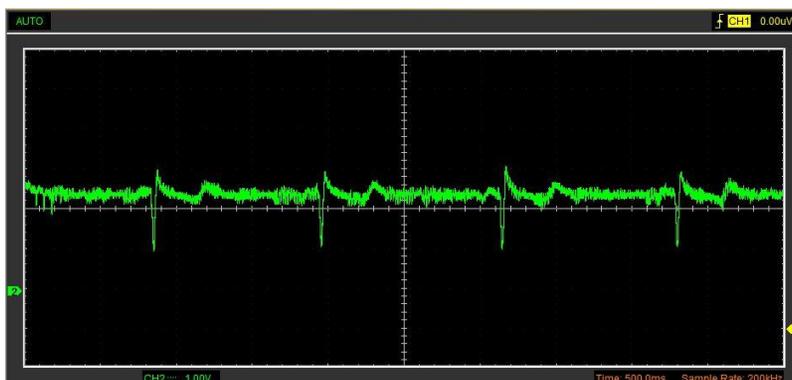
Señal del ECG D3



En la figura 108, se observa la primera derivación aumentada AVR, cuya forma de onda se caracteriza por ser predominante la onda R pero invertida.

Figura 108

Señal del ECG AVR



En la figura 109, se visualiza la forma de onda de la señal AVL, que puede ser equifásico (de positividad y negatividad de igual tamaño), en este caso no se aplica esta propiedad, se puede observar que el complejo QRS es predominante.

Figura 109

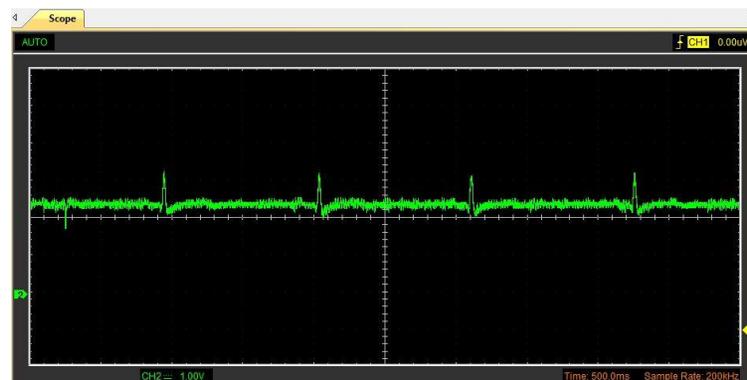
Señal del ECG AVL



Como última derivación aumentada tenemos la AVF, que se puede visualizar en la Figura 110 donde la amplitud de la onda S disminuye significativamente y predomina la amplitud de la onda R.

Figura 110

Señal del ECG AVF



5.2. Adquisición y análisis de la señal del EMG

Al momento de realizar la medición se debe considerar los siguientes aspectos, detallado en la siguiente Tabla 12, donde se indica los materiales y normativas:

Tabla 12

Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal EMG

MATERIALES	DESCRIPCIÓN
Módulo didáctico	Conectar el módulo a la red y alimentar la sección del EMG.
3 cables de electrodos	Cables de color: Rojo – Positivo Blanco – Negativo Negro – Referencia
3 electrodos desechables	Utilizar electrodos nuevos.
Insumos: Alcohol, algodón	Para eliminar residuos de la piel antes y después de la medición.

5.2.1. EMG – pruebas

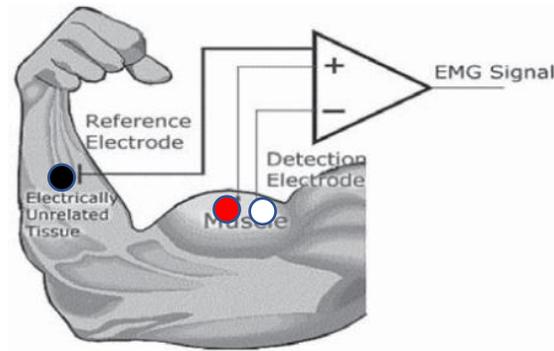
Esta práctica es realizada como referencia en los miembros superiores por la comodidad de la persona a la que se va a realizar la medida, teniendo como base la teoría tratada en el capítulo 2, sección 2.3. Teniendo como objetivo: a) Adquirir e identificar la señal del EMG, b) Reconocer las fases que permiten obtener la señal del EMG.

5.2.2. Adquisición de la señal EMG

En la Figura 111 se identifica la colocación respectiva de los electrodos, y los colores respectivos de los cables, donde el electrodo de referencia se ubica cerca a la muñeca y el electrodo positivo va al final del Bíceps y el electrodo negativo al inicio.

Figura 111

Ubicación de electrodos del EMG

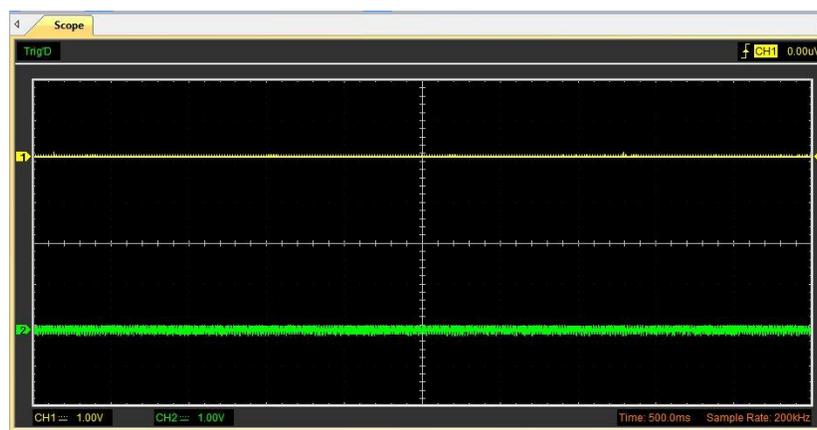


Nota. Tomado de (Sciolo, 2015)

La señal que se visualiza en la Figura 112 es resultado de una contracción isométrica donde existe una contracción sin presentar movimiento.

Figura 112

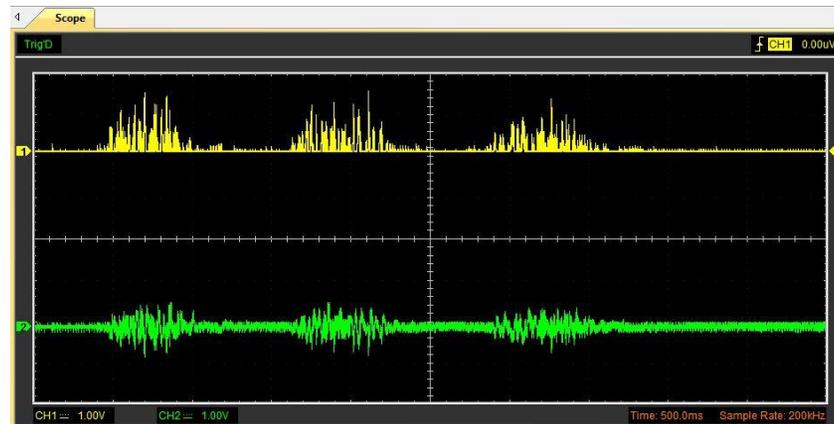
Contracción isométrica - EMG



Otra prueba que se realizó se visualiza en la Figura 113 que es la adquirida por realizar un movimiento del antebrazo, ejerciendo un movimiento de los músculos del bíceps, conocida como contracción isotónica.

Figura 113

Contracción isotónica - EMG

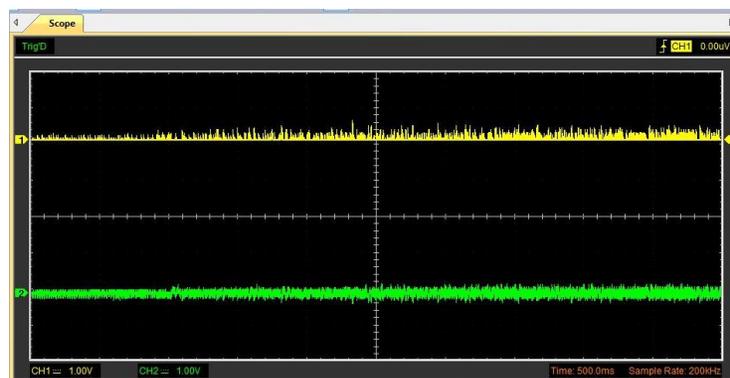


Donde la señal en verde es la señal obtenida del movimiento y la señal de amarillo es el resultado de la aplicación de un retenedor a la señal resultante.

En la Figura 114 se puede observar la señal conocida como fatiga muscular que se produce al momento de levantar el brazo y cargar un objeto pesado.

Figura 114

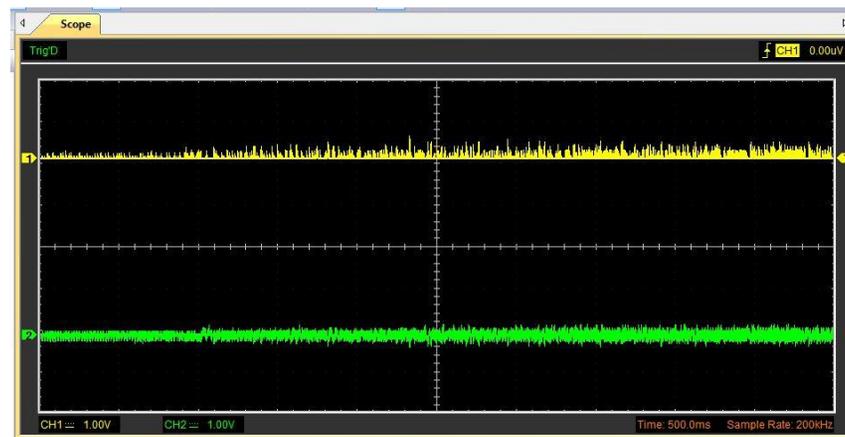
Fatiga muscular - EMG



La Figura 115 que se muestra a continuación es la respuesta que tiene el circuito integrador, a una contracción isotónica, siendo la señal amarilla la respuesta del integrador y la verde la señal propia de la contracción muscular.

Figura 115

Respuesta del Integrado - EMG



5.3. Adquisición y análisis de la señal del EOG

Al momento de realizar la medición se debe considerar los siguientes aspectos, detallado en la Tabla 13, donde se indica los materiales y normativas, al momento se realizar la medición:

Tabla 13

Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal EOG.

Módulo didáctico	Conectar el módulo a la red y alimentar la sección del EOG.
5 cables de electrodos	Cables de color: Blanco – Derivación horizontal (Derecha) Rojo – Derivación horizontal (Izquierda) Verde – Derivación vertical (Arriba) Café – Derivación vertical (Abajo) Negro – Referencia (Frente)
5 electrodos desechables	Utilizar electrodos nuevos.
Insumos: Alcohol, algodón	Para eliminar residuos de la piel antes y después de la medición.

5.3.1. EOG – pruebas

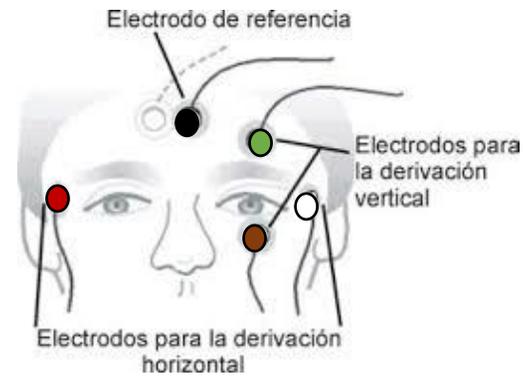
Al momento de realizar la prueba se tiene de base la información adquirida en el capítulo 2, buscando satisfacer con los siguientes objetivos: a) Adquirir e identificar la señal del EOG, b) Identificar las formas de onda que produce el movimiento de los ojos.

5.3.2. Adquirir e identificar la señal del EOG

Para obtener la señal del EOG, se ubicando los electrodos como se muestra en la Figura 116.

Figura 116

Ubicación de electrodos del EOG

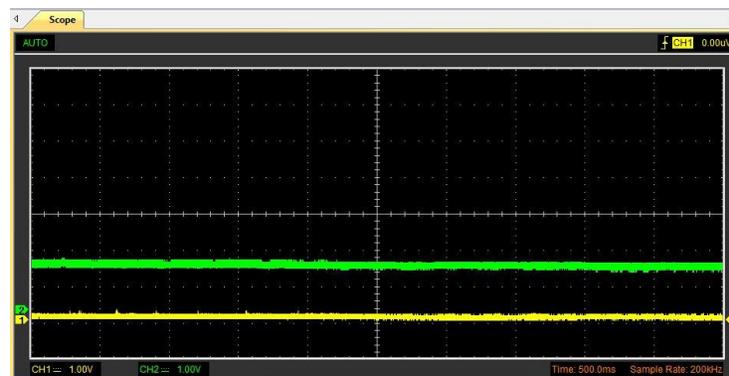


Nota. Tomado de (Otero Murillo, Ramírez Fuentes, & Jiménez López, 2008)

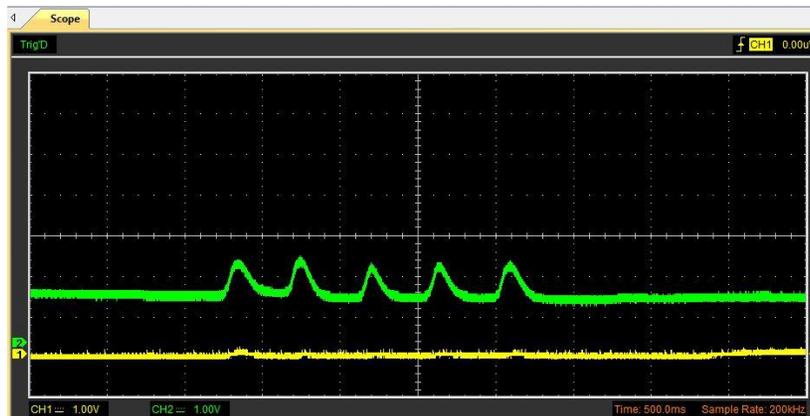
La señal que se presenta en la Figura 117, es el resultado cuando la persona se encuentra tranquila y con los ojos abiertos, donde la señal verde es el resultado de las derivaciones verticales y la señal amarilla representa las derivaciones horizontales.

Figura 117

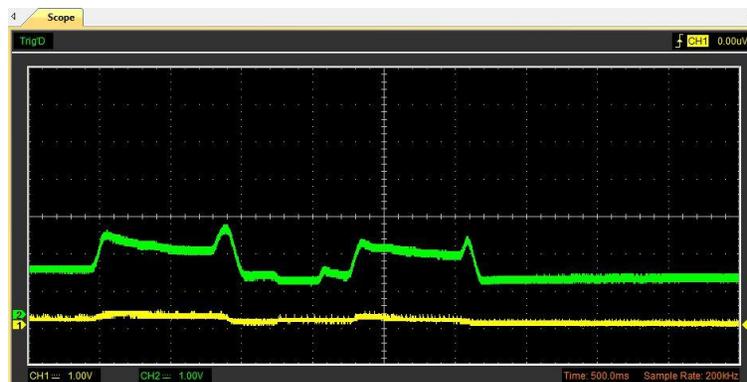
Señal en reposo - EOG



En la Figura 118 se muestra la respuesta al parpadear los ojos 5 veces, donde se puede identificar la reacción de la forma de onda correspondiente a las derivaciones verticales.

Figura 118*Señal en parpadeo – EOG*

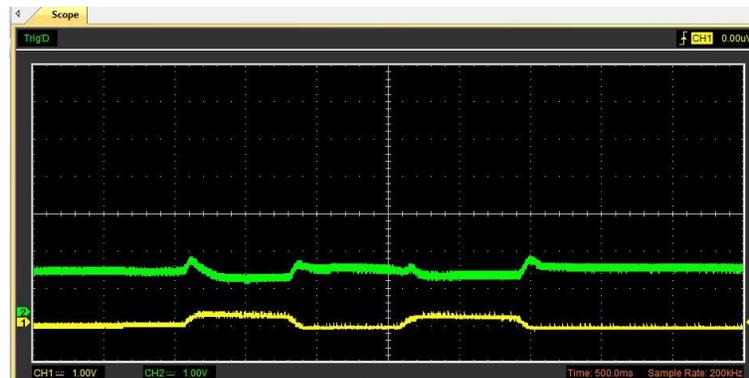
Para determinar el funcionamiento de las derivaciones verticales se hacer el movimiento de los ojos hacia arriba, que se identifican en la Figura 119.

Figura 119*Ojos hacia arriba – EOG*

Otra prueba que se llevó a cabo es el movimiento de los ojos hacia abajo, donde se identifican el buen funcionamiento de esta derivación y se puede identificar en la Figura 120:

Figura 120*Ojos hacia abajo – EOG*

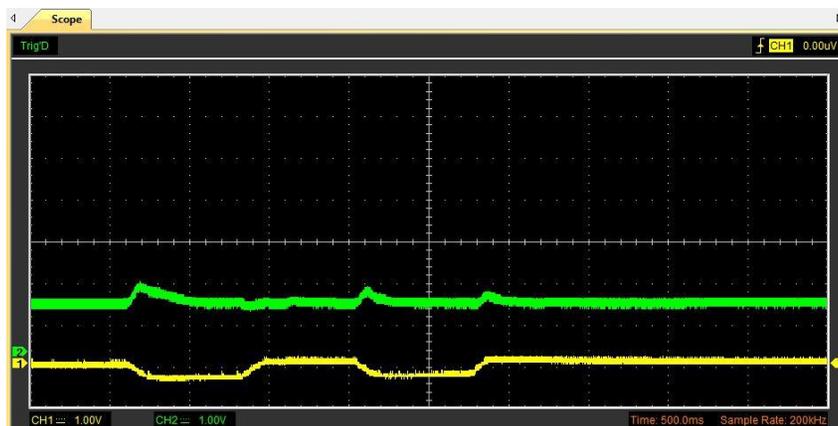
Se realizó pruebas para verificar el funcionamiento de las derivaciones horizontales, donde se realizó el movimiento de los ojos hacia la derecha y se pueden ver en la Figura 121.

Figura 121*Ojos hacia la derecha – EOG*

Y la última prueba que se realizó es el movimiento de los ojos hacia la izquierda, y como se puede identificar en la Figura 122, donde se ve la reacción tanto en las señales de derivaciones verticales como horizontales.

Figura 122

Ojos hacia la izquierda – EOG



5.4. Adquisición y análisis de la señal del EEG

Al momento de realizar la medición se debe considerar los siguientes aspectos, detallado en la siguiente Tabla 14, donde se indica los materiales y normativas:

Tabla 14

Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal EEG.

Módulo didáctico	Conectar el módulo a la red y alimentar la sección del EEG.
3 cables de electrodos	Cables de color: Verde – Electrodo 1 (A1) Rojo – Electrodo 2 (Fp2) Blanco – Referencia (Fp1)
3 electrodos desechables	Utilizar electrodos nuevos.
Insumos: Alcohol, algodón	Para eliminar residuos de la piel antes y después de la medición.

5.4.1. EEG – pruebas

Esta práctica es realizada en la cabeza específicamente en la frente, teniendo como base la teoría tratada en el capítulo 2, sección 2.4. Teniendo como objetivo: a) Adquirir e identificar la señal del EEG, b) Reconocer las fases que permiten obtener la señal del EEG.

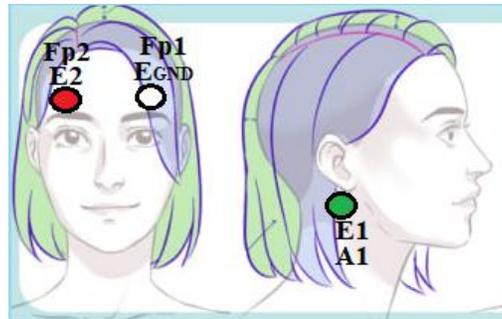
5.4.2. Adquisición de la señal EEG

En la Figura 123 se identifica la colocación respectiva de los electrodos, y los colores respectivos de los cables, donde el electrodo de referencia (Fp1) se ubica arriba del ojo izquierdo,

el electrodo 1 (A1) se ubica detrás del oído derecho cerca a la oreja y el electrodo 2 (Fp2) se ubica arriba del ojo derecho.

Figura 123

Ubicación de electrodos del EEG

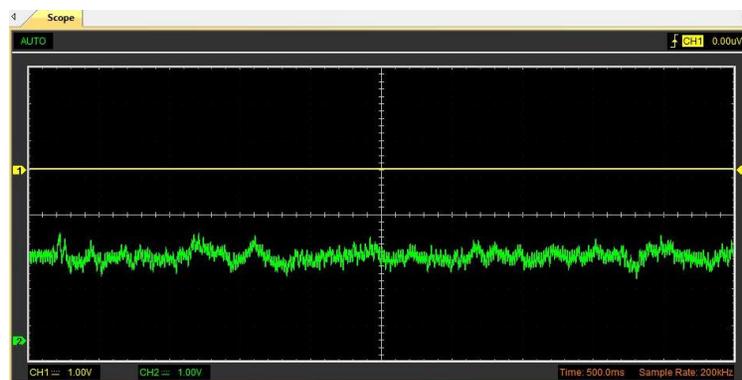


Nota. Tomado de (Art Rocket, 2020)

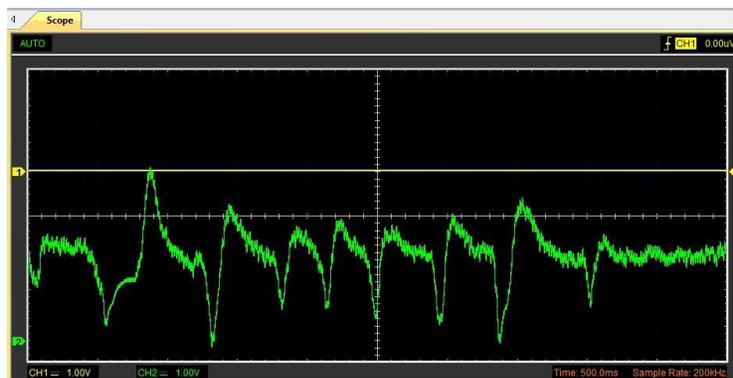
La señal que se visualiza en la Figura 124 es resultado de una persona que se encuentra relajada.

Figura 124

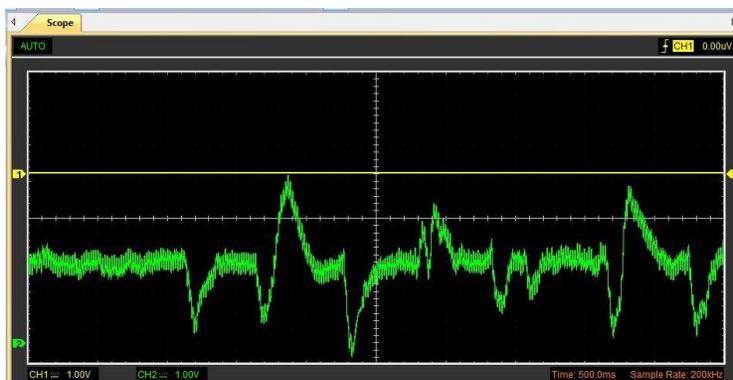
Prueba persona relajada - EEG



Prueba 1 que se realizó se visualiza en la Figura 125 que es la adquirida por realizar parpadeo de ojos, de forma secuencial.

Figura 125*Parpadeo de ojos - EEG*

En la Figura 126 se puede observar la señal al realizar rotación de ojos (arriba-abajo-derecha-izquierda).

Figura 126*Rotación de ojos - EEG*

La Figura 127 que se muestra a continuación es la respuesta al cerrar y abrir los ojos.

Figura 127

Cerrar y abrir los ojos - EEG



5.5. Adquisición y análisis de la señal del Zcuerpo

Al momento de realizar la medición se debe considerar los siguientes aspectos, detallado en la siguiente Tabla 15, donde se indica los materiales y normativas:

Tabla 15

Descripción de elementos necesarios para la medición de la señal Zcuerpo.

Módulo didáctico	Conectar el módulo a la red y alimentar la sección del Zcuerpo.
4 cables de electrodos	Cables de color: Blanco – Fout (Salida Fuente de Corriente) Rojo – Referencia Verde – Electrodo 2 Café – Electrodo 1
4 electrodos desechables	
Insumos: Alcohol, algodón	Utilizar electrodos nuevos. Para eliminar residuos de la piel antes y después de la medición.

5.5.1. Zcuerpo – pruebas

Esta práctica es realizada como referencia en los miembros superiores por la comodidad de la persona a la que se va a realizar la medida, teniendo como base la teoría tratada en el capítulo 2, sección 2.5. Teniendo como objetivo: a) Adquirir e identificar la señal del Zcuerpo, b) Reconocer las fases que permiten obtener la señal del Zcuerpo.

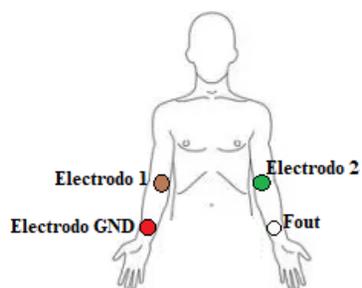
5.5.2. Adquisición de la señal Zcuerpo

En la Figura 128 se identifica la colocación respectiva de los electrodos, y los colores respectivos de los cables, donde el electrodo de referencia se ubica cerca a la muñeca derecha,

electrodo Fout se ubica cerca a la muñeca izquierda, electrodo 1 y electrodo 2 se ubica en la parte interna del codo del brazo derecho e izquierdo respectivamente.

Figura 128

Ubicación de electrodos del Zcuerpo

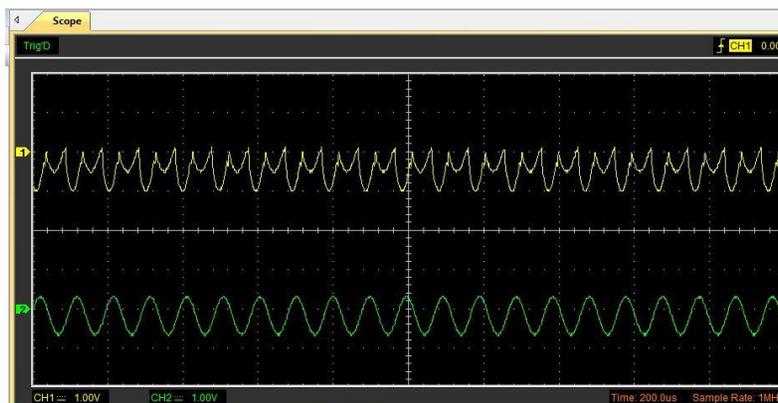


Nota. Tomado de (Entremares Kids, 2020)

La señal que se visualiza en la Figura 129 es la salida del demodulador a una frecuencia de 10KHz a 1 Vpp, a una corriente Fout de 1mA. Siendo la señal verde la salida de oscilador y la señal amarilla es la salida del demodulador al medir la señal Zcuerpo.

Figura 129

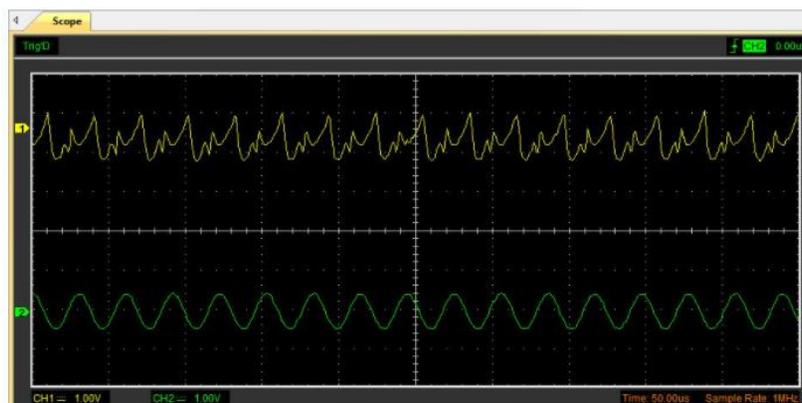
Salida del demodulador - Zcuerpo



La señal que se visualiza en la Figura 130 es la salida del demodulador a una frecuencia de 33KHz a 1 Vpp, a una corriente F_{out} de 1mA. Siendo la señal verde la salida de oscilador y la señal amarilla es la salida del demodulador al medir la señal Z_{cuerpo} .

Figura 130

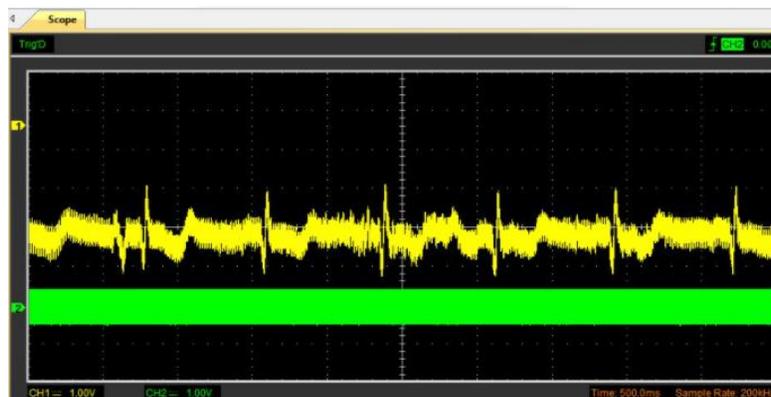
Salida del demodulador - Zcuerpo



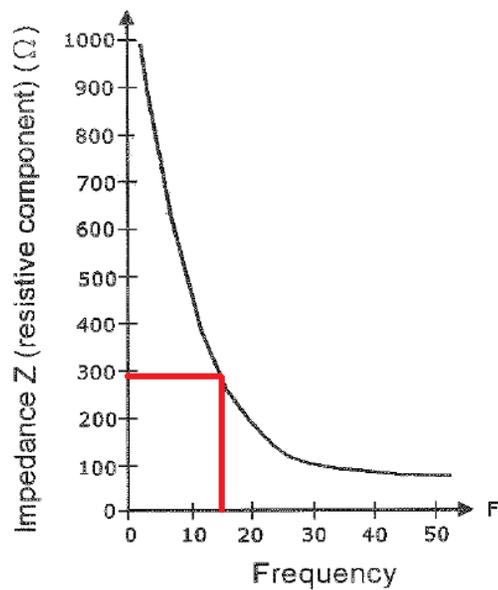
En la Figura 131 se puede observar la señal Z_{cuerpo} luego de pasar por todas las etapas; la señal verde es la salida del oscilador a una frecuencia de 33KHz a 1 Vpp, a una corriente F_{out} de 1mA y la señal amarilla es la señal final de Z_{cuerpo} , y tenemos una frecuencia de salida de aproximadamente 15Hz y en la Figura 132 , mediante el Anexo 2, se obtiene el valor de la impedancia que es igual a 290 Ω .

Figura 131

Señal Zcuerpo final

**Figura 132**

Impedancia en respuesta de la frecuencia.



Nota: Tomado de (UKAS, 2020)

Capítulo VI

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1. Conclusiones

Se implementó satisfactoriamente un Sistema de medición no invasivo de señales bioeléctricas, compuesto por varias etapas: Adquisición, amplificación, filtrado y adicionales. Además, tiene un módulo IoT compuesto por una tarjeta Raspberry Pi 3 B+, que tiene incluido un dispositivo Wi – Fi y una tarjeta Arduino, la cual adquiere las señales mediante un cable USB y envía las señales a la Raspberry Pi 3 B+, que a su vez envía los datos a la plataforma IoT Node – Red, mediante el protocolo MQTT, que se basa en el método de publicar y suscribir.

Es fundamental tener conocimientos del principio fisiológico y la forma correcta de las señales biológicas, para una adecuada interpretación y visualización de los datos de la señal y de esta forma evitar confundir los datos de la señal con los datos erróneos productos del ruido, la interferencia o los artefactos del cuerpo humano.

Las señales bioeléctricas tienen una amplitud muy pequeña por lo que es necesario diseñar una etapa de pre amplificación, donde se emplearon amplificadores de instrumentación, caracterizados por tener una alta impedancia a la entrada y eliminar el ruido sobrepuesto en las entradas de los electrodos, permitiendo obtener una señal más limpia y adecuada del cuerpo.

El bienestar de los individuos que van a ser sujetos a pruebas mediante el uso del módulo didáctico es de vital importancia, por lo tanto, el módulo didáctico está diseñado para trabajar con etapas aisladas que elimina posibles corrientes parásitas y con voltajes no dañinos para la salud.

La aplicación IoT es primordial para que varios dispositivos estén interconectados de acuerdo a los puntos de acceso que posea y a la red de datos que está disponible para cumplir con el objetivo de que cada usuario disfrute de la aplicación en su dispositivo propio.

Una forma de verificar el funcionamiento del módulo didáctico es el desarrollo de pruebas de acuerdo a la teoría de la asignatura de Instrumentación Biomédica, además, de comentarios de un especialista respecto a las señales bioeléctricas adquiridas por el equipo.

Fue necesario implementar un circuito de acondicionamiento y eliminación de offset durante la medición, para que las señales recibidas se visualicen en el segmento positivo, esto es importante ya que el módulo Arduino solo puede recibir voltajes desde 0 a 5V.

6.2. Recomendaciones

Revisar la teoría brindada en el capítulo 3, antes de hacer la medición de alguna de las señales biológicas; dado que existen muchas fuentes de información no confiables en el internet.

Es necesario hacer una conexión directa al toma corriente, para evitar corrientes parásitas que provengan de otros equipos conectados al sistema de medición.

Tomar una posición cómoda durante la medición para evitar movimientos del paciente, limpiar el área de medición con alcohol, evitar el uso de teléfonos celulares, evitar el contacto con elementos metálicos cerca del cuerpo, para evitar mediciones erróneas como el ruido y la interferencia.

No tomar agua fría ni hacer gran actividad física previo a la medición de las señales biológicas.

Utilizar electrodos nuevos en cada prueba a realizar, ubicarlos correctamente como se especifica en el manual detallado en el Anexo 1.

La posición y orientación de los electrodos en la medición del EMG tiende a ser un aspecto fundamental al obtener la señal biológica, debido a la variación que presenta de acuerdo a la ubicación de los mismos. Es necesario buscar el inicio y fin del músculo para ubicar adecuadamente los electrodos.

Bibliografía

- (VITC), V. I. (2018). *OPC UA como protocolo de comunicación para el IoT*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de <http://www.cursosingenieriaindustrial.com/opc-ua-protocolo-comunicacion-iot/>
- A.Contreras. (2019). *Internet de las Cosas (IoT): Su Historia, Funcionamiento, Beneficios, Amenazas y Futuro*. (Copyright) Recuperado el 04 de Mayo de 2020, de <https://tienda.digital/2018/10/18/internet-de-las-cosas-iot-su-historia-funcionamiento-beneficios-amenazas-y-futuro/>
- Adelgazamiento, E. e. (16 de Diciembre de 2014). *Reducción Hipno-Gástrica*. Recuperado el 08 de Julio de 2020, de Qué son las Ondas Cerebrales?: <https://reduccionhipnogastrica.wordpress.com/2014/12/16/que-son-las-ondas-cerebrales/>
- Aguirre, A., Enríquez, J., & Yapur, M. (2018). *Mediciones Electrocardiográficas*. Guayaquil, Ecuador: Escuela Superior Politécnica del Litoral.
- Altairsmartworks. (s.f.). *Carriots*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de https://www.altairsmartworks.com/pdf/Carriots_Product_Sheet_Spanish.pdf
- Alvero Cruz, J., Correas Gómez, L., Ronconi, M., Fernández Vázquez, R., & Porta i Manzañido, J. (2011). La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: normas prácticas de utilización. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 9.
- Amazon. (s.f.). *Aukru Cargador Adaptador para Raspberry Pi 3/2 Model B+/B, Micro USB, 5V, 3000mA*. Recuperado el 12 de Agosto de 2020, de <https://www.amazon.es/gp/product/B01566WOAG>
- ANIXTER. (2016). *Las bases y fundamentos de Edge Computing*. Recuperado el 23 de Agosto de 2020, de Las bases y fundamentos de Edge Computing: https://www.anixter.com/es_la/resources/literature/techbriefs/making-the-case-for-edge-data-centers.html
- ANONIMO. (s.f.). *Qué es procedimiento invasivo?* . Recuperado el 03 de Noviembre de 2020, de <http://www.saludcapital.gov.co/sitios/SectorBelleza/Paginas/Procedimientosinvasivos.aspx>
- Antonio. (19 de Marzo de 2015). *Arquitectura del cloud computing*. Recuperado el 23 de Agosto de 2020, de Arquitectura del cloud computing: <http://sistemasintegradosyhogardigital.blogspot.com/2015/03/arquitectura-del-cloud-computing.html>
- ARDUINO, S. (2020). *ARDUINO NANO*. Recuperado el 18 de Noviembre de 2020, de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>

- Arenas, M. (14 de Marzo de 2018). *LA NUEVA RASPBERRY PI 3 MODEL B+ INTEGRA UN PROCESADOR DE 1,4 GHZ CON WIFI AC Y GBE*. Recuperado el 12 de Agosto de 2020, de LA NUEVA RASPBERRY PI 3 MODEL B+ INTEGRA UN PROCESADOR DE 1,4 GHZ CON WIFI AC Y GBE: <https://www.noticias3d.com/noticia.asp?idnoticia=73881>
- Art Rocket. (2020). *Guía para dibujar cabello*. Recuperado el 12 de Febrero de 2021, de <https://www.clipstudio.net/aprende-a-dibujar/archives/159961>
- Atzori, L., Iera, A., Morabito, G., & Nitti, M. (2012). The Social Internet of Things (SIoT). En *When Social Networks meet the Internet of Things: Concept, Architecture and Network Characterization* (págs. 3594 - 3608). Issue 16: Computer Networks.
- Azcona, L. (2009). El electrocardiograma. En L. Azcona, *LIBRO DE LA SALUD CARDIOVASCULAR DEL HOSPITAL CLINICO SAN CARLOS Y LA FUNDACION BBVA* (págs. 49-56). Madrid: Editorial Nerea, S.A.
- BIGTRONICA. (2021). *Circuito Integrado XR2206 (Generador de Funciones)*. Recuperado el 12 de Febrero de 2021, de <https://www.bigtronica.com/centro/semiconductores/circuitos-integrados/1630-circuito-integrado-max485-transceptor-rs-485rs-422--5053212016302.html>
- Brito, E. V., & Parra, F. V. (2013). *Diseño y construcción de un módulo didáctico para la adquisición y análisis de señales ECG, EEG Y EMG*. Recuperado el 05 de Julio de 2020, de <https://dSPACE.UPEL.edu.ec/bitstream/123456789/4364/1/UPS-CT002627.pdf>
- Cazar Unda, P., Coral, H., & Marcillo, D. (2013). Estudio de factibilidad e implementación del sistema gestor Fiducia Fondos Jee mediante servicios de cloud computing. *ESPE. Sede Sangolquí*, 10.
- Confidencial, E. (28 de Agosto de 2014). *Dos millones de razones para saber qué es exactamente Raspberry Pi*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de https://www.elconfidencial.com/tecnologia/2013-11-22/dos-millones-de-razones-para-saber-que-es-exactamente-raspberry-pi_56003/
- Corralo, D. S. (21 de Mayo de 2018). *Webconsultas: Revista salud y bienestar*. Recuperado el 10 de Julio de 2020, de Electromiograma: <https://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/electromiograma-12209#:~:text=El%20electromiograma%20es%20una%20prueba,seg%C3%BAAn%20su%20intensidad%20y%20origen.>
- Correa, J., Morales, E., Huerta, J., Golzáles, J., & Cárdenas, C. (2016). Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular. *ib Ingeniería Biomédica*, 17-27.
- Cull, T. (21 de Octubre de 1998). *Como puedo construir un electromiografo de superficie*. Recuperado el 10 de Julio de 2020, de MADSCI : <http://www.madsci.org/posts/archives/1998-10/908997338.Eg.r.html>
- Daria, J. (2020). *Developers*. Recuperado el 12 de Enero de 2021, de <https://www.toptal.com/nodejs/programacion-visual-con-node-red-conectando-el-internet-de-las-cosas-con-facilidad>

- Del Valle, L. (2020). *Guía de introducción a MQTT con ESP8266 y Raspberry Pi*. Recuperado el 12 de Enero de 2021, de Programar Facil : <https://programarfacil.com/esp8266/mqtt-esp8266-raspberry-pi/>
- Dr. Barrientos Castaño, A. (2012). *Valores de referencia del electrooculograma*. Recuperado el 12 de Julio de 2020, de <http://scielo.sld.cu/pdf/ibi/v31n1/ibi05112.pdf>
- EKG, M. (2013). *Sistema de Conducción Cardíaco*. Recuperado el 26 de Septiembre de 2020, de Sistema de Conducción Cardíaco: <https://www.my-ekg.com/bases/sistema-conduccion.html>
- Electronica, C. (s.f.). *coldfire-electronica*. Recuperado el 28 de Septiembre de 2020, de Kit de Electrodo EMG Convidien de Superficie para Sensor Muscular: <https://coldfire-electronica.com/esp/item/249/kit-de-electrodos-emg-convidien-de-superficie-para-sensor-muscular>
- Electronicos Caldas. (2021). *XR2206*. Recuperado el 12 de Enero de 2021, de <https://www.electronicoscaldas.com/es/otros-circuitos-integrados/42-generador-xr2206.html>
- Entremares Kids. *¿QUÉ ES LA HEMIPLEJIA/HEMIPARESIA?* Recuperado el 02 de Marzo de 2020, de <https://entremareskids.com/que-es-la-hemiplejia-hemiparesia/>
- Erpinnews. (19 de Enero de 2018). *Arquitectura de cálculo de niebla*. Recuperado el 12 de Julio de 2020, de Arquitectura de cálculo de niebla: <https://erpinnews.com/fog-computing-architecture>
- ESCUELA ESPECIALIZADA EN INGENIERÍA ITCA-FEPADE. (2019). *PLATAFORMA IOT PARA EL CONTROL Y MONITOREO DE VARIABLES FISICAS CON TECNOLOGIA OPEN HADWARE*. Santa Tecla, La Libertad, El Salvador: ITCA EDITORES.
- Factory, P. (2016). *PC Factory*. Recuperado el 04 de Enero de 2021, de PC Factory: <https://www.pcfactory.cl/producto/30220-raspberry-pi-tarjeta-de-alimentacion-por-ethernet-poe-hat-para-raspberry-pi-3-b>
- Floyd. (2012). *Electronica*. España.
- Fraile, R., & Soriano, Á. (22 de Mayo de 2008). *ELECTROOCULOGRAMA (EOG)*. Recuperado el 07 de Agosto de 2020, de <https://www.seeic.org/images/site/uclm/dos.pdf>
- García Muelas, C. (20 de Mayo de 2015). *Integración de Redes Telemáticas IoT con Raspberry pi*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de <http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/40187/6/cgmuelasTFC0115memoria.pdf>
- Gatica Vargas, F. (2015). *Electrocardiografía básica*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, Medicina Intensiva: <http://www.medicina-intensiva.cl/divisiones/enfermeria/web/tens/1.EKG%20Basico.pdf>
- González García, A. J. (Junio de 2017). *IoT: Dispositivos, tecnologías de transporte y aplicaciones*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de

<http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/64286/3/agonzalezgarcia0TFM0617memoria.pdf>

- González, J. (Septiembre de 2014). *Técnicas de toma de datos y análisis de ELECTROENCEFALOGRAFÍA*. Recuperado el 09 de Julio de 2020, de Opera: <http://opera.eii.us.es/sinergia/public/uploads/sinergia/entregables/2013-2014/G2013-2014-9/Grupo9Memoria1.pdf>
- Gonzalez, J. A. (2011). *ADQUISICION Y TRATAMIENTO DE SEÑALES BIOELECTRICAS UTILIZANDO TECNOLOGIAS WEB*. Recuperado el 04 de Mayo de 2020, de <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/23671/Adquisici%C3%B3n%20y%20tratamiento.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Gronhaug, K. (1988). *Measurement of EMP induced currents in the human body*.
- Groovy. (2007). Recuperado el 07 de Noviembre de 2020, de <http://frangarcia.net/articles/?pg=7>
- Guerrero Martínez, J. F. (2011). *Tema 3 Procesado Analógico*. Recuperado el 16 de Junio de 2020, de OCW: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T3_OCW.pdf
- Hackaday.io. (12 de Abril de 2018). *Sensor de EMG*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de Hackaday.io: <https://hackaday.io/project/113338-publys-an-open-source-biosensing-board/log/143756-emg-sensor>
- HealthTech Insider. (07 de Abril de 2017). *USB Smartphone Dongle Records 4-Electrode ECG*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de <https://healthtechinsider.com/2017/04/07/usb-smartphone-dongle-records-4-electrode-ecg/>
- JOHANSSON, L. (21 de Noviembre de 2019). *¿Qué es AMQP y por qué se usa en RabbitMQ?* Recuperado el 07 de Noviembre de 2020, de CloudAMQP: <https://www.cloudamqp.com/blog/2019-11-21-what-is-amqp-and-why-is-it-used-in-rabbitmq.html>
- Journal, T. S. (28 de Marzo de 2016). *Del Internet de las Cosas al Social IoT*. Recuperado el 15 de Noviembre de 2020, de Del Internet de las Cosas al Social IoT: <https://www.thesmartcityjournal.com/es/home-es/tecnologia/810-del-internet-de-las-cosas-al-social-iot>
- Laiton, W. (18 de Enero de 2017). *Filtros analogicos*. Recuperado el 07 de Abril de 2020, de <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtros-analogicos.html>
- Mahmood, Z. (2018). *Fog Computing: Concepts, Frameworks and Technologies*. Springer.
- MARTINEZ JACOBSON, R. (2017). *CORE*. Recuperado el 07 de Agosto de 2020, de <https://core.ac.uk/download/pdf/148622479.pdf>
- Martinez, A. L. (2012). *Anatomia basica del ojo*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de http://digibuo.uniovi.es/dspace/bitstream/10651/4085/3/TFM_AlbertoLopez.pdf

- Matiz Moya, N. C. (2013). Implementación de Cloud Security en un sistema basado en Xen Cloud Platform. *ESPE Sede Sangolqui*, 7.
- Mesut, S., Howard, F., & Pérez Castillejos, R. (2020). *Manual de instrumentación para ingenieros biomédicos*. CRC Press.
- Mikelsten, D. (s.f.). *Automatización y tecnologías emergentes*. Cambridge Stanford Books.
- Moncada, M. E., Saldarriaga, M. d., Bravo, A. F., & Pinedo, C. R. (2010). Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico. *Rev. Tecno Lógicas No. 25*, 51-76.
- Murillo, O. J., Fuentes, G. R., & López, F. J. (2018). *Diseño e Implementación de un Sistema de Control de Movimientos para una plataforma Móvil usando ElectroOculografía*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de <http://www.eatis.org/eatis2010/portal/paper/memoria/html/files/12.pdf>
- Navarro, R. B. (2009). Electroencefalografía. Instrumentación Biomédica. En U. d. Alcalá. Madrid, España.
- NODERED. (2020). *Referencia de API*. Recuperado el 07 de Enero de 2021, de <https://nodered.org/docs/api/>
- Novillo Vicuña, J., Hernández Rojas, D., Mazón Olivo, B., Molina Ríos, J., & Cárdenas Villavicencio, O. (2018). *Arduino y el Internet de las cosas*. 3Ciencias.
- Otero Murillo, O. J., Ramírez Fuentes, G., & Jiménez López, F. (2008). Diseño e Implementación de un Sistema de Control de Movimientos para una plataforma Móvil usando ElectroOculografía. *Intekhnia*, 4.
- Otero, O., Ramírez, G., & Jiménez, F. (09 de Diciembre de 2013). *Diseño e Implementación de un Sistema de Control de Movimientos para una plataforma Móvil usando ElectroOculografía*. Tunja, Colombia: Universidad Santo Tomas. Recuperado el 12 de Julio de 2020, de Electrooculograma: <http://bioingenieria5.blogspot.com/2013/12/electrooculograma.html>
- P., L. R., & Alvarez, C. (2013). *Aporte de los distintos métodos electroencefalográficos (eeg) al diagnóstico de las epilepsias*. Recuperado el 14 de Julio de 2020, de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0716864013702499>
- Pacheco, D., Algreto, I., De la Rosa, D., & Heredia, A. (2014). *Interfaz humano-computadora basada en señales de electrooculografía para personas con discapacidad motriz*. Puebla, Mexico: Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla (UPAEP).
- Páez Rojas, T. F. (2015). *Implementación de un prototipo de sistema de análisis de tráfico de redes 802,11 utilizando la minicomputadora Raspberry Pi*. Quito: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- PCFACTORY. (s.f.). *Raspberry Pi® Tarjeta de alimentación por Ethernet (PoE) HAT para Raspberry Pi 3 B+*. Recuperado el 07 de Septiembre de 2020, de Raspberry Pi® Tarjeta de alimentación por Ethernet (PoE) HAT para Raspberry Pi 3 B+:

<https://www.pcfactory.cl/producto/30220-raspberry-pi-tarjeta-de-alimentacion-por-ethernet-poe-hat-para-raspberry-pi-3-b>

- Peña. (2019). *Diseño de filtros Sallen y Key para filtros RC de segundo orden*. Recuperado el 22 de Mayo de 2020, de <http://tutorialesdeelectronica basica.blogspot.com/2019/09/disen o-de-filtros-sallen-y-key-para.html>
- Perez, M. (s.f.). *Que es la medicina?* Recuperado el 03 de Junio de 2020, de <https://conceptodefinicion.de/medicina/>
- Pi, R. (2017). *Raspberry Pi*. Recuperado el 07 de Septiembre de 2020, de <https://raspberrypi.cl/que-es-raspberry/>
- Pi, R. (2019). *BCM2711*. Recuperado el 07 de Septiembre de 2020, de <https://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/raspberrypi/bcm2711/README.md>
- Porro Sáez, I. (07 de Febrero de 2019). *IoT: protocolos de comunicación, ataques y recomendaciones*. Recuperado el 07 de Agosto de 2020, de <https://www.incibe-cert.es/blog/iot-protocolos-comunicacion-ataques-y-recomendaciones>
- Posted. (7 de Agosto de 2018). *PDA Controles*. Recuperado el 07 de Enero de 2021, de Instalacion Completa Node-RED en Raspberry Pi: <http://pdacontroles.com/instalacion-completa-node-red-en-raspberry-pi/>
- Pro-Visu-Foundation. (24 de Julio de 2019). *Anatomía del ojo*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de <https://www.provisu.ch/es/dossiers-es/ojo-y-vision.html>
- Quiñonez Muñoz, O. (2019). *Internet de las Cosas (IoT)*. Ibukku LLC.
- Quiroz, I. (2017). *Tronco del encéfalo Funciones*. Recuperado el 11 de Julio de 2020, de <https://www.educandose.com/tronco-del-encefalo/>
- Ramos-Argüelles, F., Morales, G., Egozcue, S., Pabón, R., & Alonso, M. (2009). *Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas*. Recuperado el 13 de Julio de 2020, de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600006
- RED, N. (2020). *NODO RED*. Recuperado el 07 de Enero de 2021, de <https://nodered.org/>
- Robledo Carmona, J. M., Jiménez Navarro, M., & Robledo Carmona, L. (2006). *ELECTROCARDIOGRAMA*. Málaga: Servicio de Cardiología del Hospital Virgen de la Victoria.
- Rojas Portilla, E. (28 de Febrero de 2017). *NERVIO ÓPTICO*. Recuperado el 15 de Julio de 2020, de NERVIO ÓPTICO: <https://eca-centrodeaprendizaje.blogspot.com/2017/02/nervio-optico.html?m=1>
- Rose , K., Eldridge, S., & Chapin, L. (2015). LA INTERNET DE LAS COSAS - UNA BREVE RESEÑA. *Internet Society*, 4.

- Salazar Muñoz, Y. (2004). Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. En Y. SalazarMuñoz, *Caracterización de Tejidos Cardiacos mediante métodos Mínimamente Invasivos y No Invasivos basados en Espectroscopia de Impedancia Eléctrica* (págs. 31-45). Catalunya: Universidad Politecnica de Catalunya.
- Salazar, G. F. (2005). Electrocardiograma. Componentes. Valores normales y semiología de las perturbaciones. En G. F. Salazar, *ELECTROCARDIOGRAFIA* (págs. 21-35).
- Salazar, G. F. (2005). Las derivaciones del electrocardiograma. En G. F. Salazar, *ELECTROCARDIOGRAFIA* (págs. 13-20).
- Sánchez Quintana, D. (2003). Anatomía de los nodos cardíacos y del sistema de conducción específico auriculoventricular. *Revista Española de Cardiología*, 1085-1092 . Recuperado el 07 de Julio de 2020, de <https://www.revespcardiol.org/es-anatomia-los-nodos-cardiacosdel-articulo-13054255>
- SANCHO, P. (20 de Abril de 2020). *Techedge*. Recuperado el 10 de Enero de 2021, de Rhinno, Node-RED: <https://www.techedgegroup.com/es/blog/fundamenos-node-red>
- Scielo. (2015). *Scielo*. Recuperado el 07 de Diciembre de 2020, de https://www.google.com/url?sa=i&url=http%3A%2F%2Fwww.scielo.org.co%2Fscielo.php%3Fscript%3Dsci_arttext%26pid%3DS0123-921X2012000300009&psig=AOvVaw0THYLEQOERyFuKbc9wbQwS&ust=1614739875961000&source=images&cd=vfe&ved=0CA0QjhXqFwoTClIiw17HRkO8CFQAAAAAdAAAAABA
- Semle, A. (07 de Febrero de 2016). Protocolos IIoT para considerar. *AADECA Revista*, 33. Recuperado el 17 de Septiembre de 2020, de <https://www.incibe-cert.es/blog/iot-protocolos-comunicacion-ataques-y-recomendaciones>
- Senatore, A., Touya, A., & Pereira, J. (Julio de 2011). *Sistema portátil para la detección y transmisión inalámbrica de ojo*. Recuperado el 07 de Julio de 2020, de <https://iie.fing.edu.uy/publicaciones/2011/STP11/STP11.pdf>
- Serrano, G. (2020). *infoMED ESPECIALIDADES*. Recuperado el 09 de Julio de 2020, de Electromiografía: <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=22686>
- Sevilla, M. (2015). *IoT (Internet de las Cosas) o como en el futuro el #marketing será totalmente diferente*. Recuperado el 04 de Mayo de 2020, de <http://www.foromarketingsevilla.es/lot-internet-de-las-cosas-o-como-en-el-futuro-el-marketing-sera-totalmente-diferente/>
- Smith, D. D. (s.f.). *Las 10 mejores profesiones en el campo de la medicina*. Recuperado el 03 de Noviembre de 2020, de <https://pyme.lavoztx.com/las-diez-primeras-carreras-en-el-campo-de-la-medicina-6929.html>
- Social Internet of Things. (12 de Marzo de 2017). *When Things get smart, the Internet of Things gets Social!* Recuperado el 07 de Noviembre de 2020, de <http://social-iot.org/>
- StartupTraining IOT. (2018). *Protocolos de comunicación en el IOT*. Recuperado el 07 de Noviembre de 2020, de <https://www.startuptraining.com/protocolos-de-comunicacion-en-el-iot/>

- SUM, P. E. (s.f.). *Control de GPIO con Python en Raspberry Pi*. Recuperado el 21 de Diciembre de 2020, de Control de GPIO con Python en Raspberry Pi: <https://www.programoergosum.com/cursos-online/raspberry-pi/238-control-de-gpio-con-python-en-raspberry-pi/que-es-gpio>
- TECHNICAL HANDS SAS. (2018). *RASPBERRY PI 4 2GB*. Recuperado el 07 de Noviembre de 2020, de <https://technicalhands.com.co/product/raspberry-pi-4-2gb/>
- ThingSpeak. (2020). *ThingSpeak TM*. Recuperado el 03 de Noviembre de 2020, de ThingSpeak TM: <https://thingspeak.com/>
- Ubidots. (2020). *Habilitando el futuro basado en datos, hoy*. Recuperado el 03 de Agosto de 2020, de Experiencia conectada a su servicio: <https://ubidots.com/about/>
- UNCOMO. (02 de Mayo de 2019). *UNCOMO*. Recuperado el 11 de Julio de 2020, de Diferencia entre sístole y diástole: <https://educacion.uncomo.com/articulo/diferencia-entre-sistole-y-diastole-49534.html>
- Universitat Oberta de Catalunya. (2015). *IoT con Raspberry Pi*. Recuperado el 07 de Noviembre de 2020, de <http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/40187/6/cgmuelasTFC0115memoria.pdf>
- Universitat Oberta de Catalunya. (2017). *IoT: Dispositivos, tecnologías de transporte y aplicaciones*. Catalunya.
- Upton, E. (28 de Mayo de 2020). *Blog de Raspberry Pi*. Recuperado el 27 de Noviembre de 2020, de <https://www.raspberrypi.org/blog/8gb-raspberry-pi-4-on-sale-now-at-75/>
- Valparaíso Makerspace PUCV. (2021). *Facebook.com*. Recuperado el 07 de Diciembre de 2020, de https://www.facebook.com/ValparaisoMakerspace/photos/mapa_diy-esta-semanales-traemos-un-conjunto-de-herramientas-para-conectar-proce/1718250841664820/
- Vega, R. (22 de 10 de 2015). *6 Características Claves Del Internet de las Cosas*. Recuperado el 07 de Mayo de 2020, de <https://ricveal.com/blog/6-caracteristicas-clave-del-internet-de-las-cosas/>
- Villanueva, A. A., Ortega, B. G., Ruiz, F. T., & Rodríguez, O. M. (16 de Noviembre de 2016). ResearchGate. 2. Recuperado el 13 de Mayo de 2020, de https://www.researchgate.net/figure/Figura-2-Configuracin-interna-de-un-integrado-AD620_fig2_310426026
- Wiki. (2016). *El Sistema Nervioso Periférico*. Recuperado el 27 de Mayo de 2020, de Enseñanos para que aprender Wiki: https://ensenamos-para-que-aprendan.fandom.com/es/wiki/El_Sistema_Nervioso_Perif%C3%A9rico
- Wikipedia. (09 de Noviembre de 2020). Recuperado el 27 de Noviembre de 2020, de https://es.wikipedia.org/wiki/Raspberry_Pi#Raspberry_Pi_4_modelo_B
- Zavala Villeda, J. A. (2017). Descripción del electrocardiograma normal y lectura del electrocardiograma. *Reviste Mexicana de Anestesiología*, 40(1), 210 - 213

Anexos