

**Diseño e implementación de una plataforma multisensado portátil de variables ambientales
y fisiológicas**

Ruiz Tello, Gustavo Andrés

Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

**Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica,
Automatización y Control**

Ing. Arcentales Viteri, Andrés Ricardo PhD.

30 de junio del 2020



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**Diseño e implementación de una plataforma multisensado portátil de variables ambientales y fisiológicas**” fue realizado por el señor **Ruiz Tello, Gustavo Andrés** 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 las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 30 de junio del 2020

Firma:

Arcentales Viteri, Andrés Ricardo










C. C. 1712480746


URKUND

Document Information

Analyzed document	Trabajo de titulación - Gustavo Ruiz.pdf (D76123449)
Submitted	7/8/2020 12:51:00 AM
Submitted by	
Submitter email	mgutierrez@difusion.com.mx
Similarity	4%
Analysis address	mgutierrez1.GDC@analysis.orkund.com

Sources included in the report

W	URL: https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/15069/1/T-ESPE-040295.pdf Fetched: 12/10/2019 7:34:57 AM	 2
SA	Trabajo_Titulacion_Ronny_Montero.pdf Document Trabajo_Titulacion_Ronny_Montero.pdf (D54403682)	 4
SA	TESIS_TAPIA_TAPIA_MONICA_LISETTE.pdf Document TESIS_TAPIA_TAPIA_MONICA_LISETTE.pdf (D40809107)	 4
SA	Tesis_Betancourt Yopez.pdf Document Tesis_Betancourt Yopez.pdf (D40882038)	 5
SA	Tesis Final JSArias.pdf Document Tesis Final JSArias.pdf (D45482047)	 4
SA	Grupo Difusión Científica / Trabajo De Investigacion Evelyn Guanotoa-comprimido.pdf Document Trabajo De Investigacion Evelyn Guanotoa-comprimido.pdf (D62042643) Submitted by: jbolanos@difusion.com.mx Receiver: jbolanos.GDC@analysis.orkund.com	 6
W	URL: https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/20813/1/T-ESPE-039696.pdf Fetched: 11/21/2019 11:36:16 PM	 1
SA	Tesis_V15_AA Urkund.pdf Document Tesis_V15_AA Urkund.pdf (D34953805)	 1
SA	proyecto tecnico Caisatoa-Santana.docx Document proyecto tecnico Caisatoa-Santana.docx (D35673493)	 1

Andrés Arcentales

 08/07/2020



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

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

RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA

Yo, **Ruiz Tello, Gustavo Andrés**, con cédula de ciudadanía n°1726750506, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Diseño e implementación de una plataforma multisensado portátil de variables ambientales y fisiológicas** es de mi 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.

Sangolquí, 30 de junio del 2020

Firma

Ruiz Tello, Gustavo Andrés

C.C.: 1726750506



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

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

AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Yo **Ruiz Tello, Gustavo Andrés**, con cédula de ciudadanía n° 1726750506, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Diseño e implementación de una plataforma multisensado portátil de variables ambientales y fisiológicas** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 30 de junio del 2020

Firma

Ruiz Tello, Gustavo Andrés

C.C.: 1726750506

DEDICATORIA

Este trabajo de investigación y mi título de ingeniero va dedicado a toda mi familia que siempre han estado en buenos y malos momentos.

A todas las personas que han sido parte de mi formación desde niño y todas las personas amadas que ya no se encuentran a mi lado.

A mi abuelito Gustavo, que siempre ha estado a mi lado desde su partida protegiéndome y ayudándome a superar todas las adversidades.

A mis padres Gustavo y Yolanda que nunca se han rendido a pesar de no ser el mejor hijo del mundo y siempre han estado a mi lado.

A mis hermanos Angie y Paúl que siempre me han apoyado a cada instante en todas las etapas de mi vida.

A mi abuelita, mi sobrina, mis tíos, primos y mi cuñado que en toda mi vida han estado a mi lado.

Esto va dedicado a todas y cada una de las personas que siempre creyeron en mí y hoy por fin logré este objetivo de mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios haberme dado la fuerza e inteligencia para poder salir adelante durante toda mi formación.

Agradezco a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, permitirme realizar mis estudios y mi preparación profesional dentro de esta gran institución.

También me permito agradecer a todos y cada uno de los profesores que fueron parte de mi formación.

A mi tutor, el Dr. Andrés Arcentales por compartirme sus conocimientos como profesor y como parte de la realización de este proyecto de investigación.

A mis padres les agradezco por darme todo lo necesario y más desde niño, hasta este momento que ya soy un profesional formado.

Gracias a todas las personas que siempre creyeron en mí y confiaron en mis capacidades para lograr esta meta de mi vida.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN TRABAJO DE TITULACIÓN	2
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	4
AUTORIZACIÓN.....	5
DEDICATORIA	6
AGRADECIMIENTOS	7
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	8
ÍNDICE DE TABLAS	13
ÍNDICE DE FIGURAS.....	15
RESUMEN	19
ABSTRACT.....	20
CAPÍTULO I	21
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	21
ANTECEDENTES.....	21
JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA	23
ALCANCE	26
OBJETIVOS.....	28
OBJETIVO GENERAL.....	28
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	28
CAPÍTULO II	29

MARCO TEÓRICO	29
INTRODUCCIÓN.....	29
SISTEMA CARDIORESPIRATORIO	29
FISIOLOGÍA DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	30
FISIOLOGÍA DEL SISTEMA RESPIRATORIO.....	37
DISPOSITIVOS PARA EL SENSADO CARDIORESPIRATORIO.....	43
VARIABLES AMBIENTALES.....	53
ESTÁNDARES AMBIENTALES	54
DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES AMBIENTALES.....	55
DISPOSITIVOS PARA MEDICIÓN DE VARIABLES AMBIENTALES	61
RELACIÓN ENTRE FISIOLOGÍA Y MEDIO AMBIENTE.....	66
AFECTACIONES PRODUCIDAS POR EL MEDIO AMBIENTE EN LA SALUD	67
DISPOSITIVOS DE SENSADO AMBIENTAL Y FISIOLÓGICO	73
CAPÍTULO III	75
DISPOSITIVO DE REGISTRO DE VARIABLES FISIOLÓGICAS.....	75
INTRODUCCIÓN.....	75
SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG.....	76
ETAPA DE PREAMPLIFICACIÓN ECG	78
ETAPA DE FILTRADO ECG	80
ETAPA DE AMPLIFICACIÓN Y ACONDICIONAMIENTO ECG	82

	10
SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES FLW	83
ETAPA DE TRANSDUCCIÓN Y PREAMPLIFICACIÓN	85
ETAPA DE FILTRADO FLW	86
ETAPA DE AMPLIFICACIÓN Y ACONDICIONAMIENTO FLW.....	87
MOVIMIENTO CORPORAL	88
TEMPERATURA CORPORAL	91
INTEGRACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN FISIOLÓGICO	93
ALGORITMO DE MEDICIÓN DE VARIABLES FISIOLÓGICAS.....	98
CAPÍTULO IV	101
DISPOSITIVO DE REGISTRO DE VARIABLES AMBIENTALES.....	101
INTRODUCCIÓN.....	101
ESTUDIO COMPARATIVO DE SENSORES	102
SENSORES DE TEMPERATURA	103
SENSOR DE PRESIÓN	105
SENSORES DE HUMEDAD	107
SENSOR DE ÍNDICE UV.....	109
SENSOR DE LUMINOSIDAD.....	111
SENSOR DE RUIDO.....	113
SENSOR DE CAMPO MAGNÉTICO.....	115
SENSOR DE DÍOXIDO DE CARBONO.....	117

	11
INTEGRACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN AMBIENTAL.....	118
ALGORITMO DEL DISPOSITIVO DE MEDICIÓN AMBIENTAL.....	126
CAPÍTULO V	128
INTEGRACIÓN DE LA PLATAFORMA MULTISENSADO.	128
INTRODUCCIÓN.....	128
COMUNICACIÓN ENTRE DISPOSITIVOS.....	129
DESARROLLO DE APLICACIÓN ANDROID.....	130
PANTALLA DE CARGA.....	131
PANTALLA DE PRINCIPAL.....	132
PANTALLA DE VISUALIZACIÓN AMBIENTAL.....	133
PANTALLA DE VISUALIZACIÓN FISIOLÓGICA.....	135
PANTALLA DE GRAFICACIÓN.....	137
ALGORITMO DEL SISTEMA INTEGRADO.....	138
PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	142
PARÁMETROS DE PRUEBAS.....	142
PROCESAMIENTO DE DATOS.....	143
ANÁLISIS ESTADÍSTICO	148
CAPÍTULO VI	153
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.	153
HARDWARE DEL SISTEMA.....	153

	12
INTEGRACIÓN DEL SISTEMA.....	156
PRUEBAS Y RESULTADOS.	157
BIBLIOGRAFÍA.....	160

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Índice de radiación ultravioleta</i>	59
Tabla 2 <i>Niveles mínimos de iluminación</i>	60
Tabla 3 <i>Relación entre índice UV y tiempos de exposición en el Ecuador</i>	68
Tabla 4 <i>Niveles de iluminación recomendados</i>	70
Tabla 5 <i>Niveles máximos de ruido ambiental según la zona</i>	73
Tabla 6 <i>Características del amplificador AD620</i>	79
Tabla 7 <i>Características del sensor BNO055</i>	89
Tabla 8 <i>Resultados de comparación de sensor BNO055 y dispositivo móvil</i>	90
Tabla 9 <i>Características del sensor ADT7410</i>	92
Tabla 10 <i>Características de sensores para medición de temperatura</i>	103
Tabla 11 <i>Comparativa de los sensores de temperatura</i>	104
Tabla 12 <i>Características del sensor de presión MPL3115A2</i>	106
Tabla 13 <i>Comparativa del sensor de presión MPL3115A2</i>	107
Tabla 14 <i>Características de los sensores de medición de humedad relativa</i>	108
Tabla 15 <i>Comparativa de sensores de humedad relativa</i>	109
Tabla 16 <i>Características del sensor VEML6070</i>	110
Tabla 17 <i>Comparativa de medición de índice UV</i>	111
Tabla 18 <i>Características del sensor SI1145</i>	112
Tabla 19 <i>Comparativa de sensor de luminosidad</i>	113
Tabla 20 <i>Características de medición de sonido sensor SOUND DETECTOR</i>	114
Tabla 21 <i>Comparativa de sensor de ruido ambiental</i>	115
Tabla 22 <i>Características de medición del sensor de campo magnético</i>	116

Tabla 23 <i>Comparativa de sensor de campo magnético</i>	117
Tabla 24 <i>Características del sensor de medición de CO2</i>	118
Tabla 25 <i>Características de la tarjeta ESP32</i>	120
Tabla 26 <i>Listado de sensores de medición ambiental</i>	121
Tabla 27 <i>Media \pm Sd de Correlación de variables ambientales y fisiológicas</i>	148

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 <i>Anatomía del corazón</i>	31
Figura 2 <i>Sistema de conducción cardíaco</i>	32
Figura 3 <i>Potencial de acción de las células miocárdicas</i>	33
Figura 4 <i>Potenciales de acción que generan el electrocardiograma</i>	34
Figura 5 <i>Circuito equivalente electrodo superficial</i>	35
Figura 6 <i>Posicionamiento de electrodos para derivaciones bipolares</i>	36
Figura 7 <i>Triángulo de Einthoven</i>	37
Figura 8 <i>Esquema del Sistema Respiratorio</i>	38
Figura 9 <i>Cambios producidos durante la espiración e inspiración</i>	39
Figura 10 <i>Difusión de oxígeno y dióxido de carbono a través del alveolo</i>	40
Figura 11 <i>Intercambio de oxígeno y CO₂ en las células tisulares</i>	41
Figura 12 <i>Funcionamiento del neumotacógrafo</i>	42
Figura 13 <i>Termistor nasal para medición de flujo respiratorio</i>	43
Figura 14 <i>Electrocardiógrafo EDAN SE-12</i>	45
Figura 15 <i>Electrocardiógrafo portátil SonoHealth</i>	46
Figura 16 <i>Medidor de presión Omron HeartGuide</i>	47
Figura 17 <i>Electrocardiógrafo tipo pulsera</i>	48
Figura 18 <i>Espirómetro PONY FX</i>	49
Figura 19 <i>Sensor de Respiración DC</i>	50
Figura 20 <i>Monitor de signos vitales C50</i>	51
Figura 21 <i>Plataforma SOMNIPRO</i>	52
Figura 22 <i>Escala de nivel de presión acústica</i>	57

Figura 23 Fuentes Emitidas por el sol hacia la tierra.	58
Figura 24 Estructura de la estación meteorológica Campbell	62
Figura 25 Estación meteorológica PCE-FWS 20N-2	63
Figura 26 Reloj estación meteorológica Suunto Core Coral Crus	65
Figura 27 Estación Pyle PSWWM90	66
Figura 28 Principales fuentes de ruido ambiental.	72
Figura 29 Diagrama de Bloques del dispositivo de medición fisiológico	76
Figura 30 Ubicación de electrodos superficiales.....	77
Figura 31. Diagrama de bloques circuito ECG	78
Figura 32 Diagrama electrónico de la etapa de preamplificación y protección ECG.....	80
Figura 33 Componentes del filtro pasa bajo diseñado.....	81
Figura 34 Componentes del filtro pasa alto diseñado	81
Figura 35 Amplificación y acondicionamiento de la señal ECG.....	83
Figura 36 Paciente con cánulas nasales	84
Figura 37 Diagrama de bloques del circuito FLW	85
Figura 38 Diagrama de pre amplificación del circuito FLW	86
Figura 39 Filtro pasa alto diseñado en Filter Design Tool	87
Figura 40 Diagrama electrónico del circuito de amplificación y acondicionamiento FLW	88
Figura 41 Temperatura corporal en diferentes sectores del cuerpo	91
Figura 42 Grafica de temperatura corporal.....	93
Figura 43 Diagrama 3D del PCB de medición fisiológica	94
Figura 44 Vista lateral izquierda del dispositivo	95
Figura 45 Vista lateral derecha de la carcasa del dispositivo	96

Figura 46 Vista frontal dispositivo de medición fisiológica.....	96
Figura 47 Vista inferior del dispositivo fisiológico	97
Figura 48 Vista superior del dispositivo fisiológico	98
Figura 49 Diagrama de flujo de algoritmo implementado en tarjeta ESP32	100
Figura 50 Diagrama de bloques del dispositivo de medición ambiental.....	102
Figura 51 Diagrama de bloques del Hardware del dispositivo de medición ambiental	119
Figura 52 Diagrama de conexión de sensores	122
Figura 53 Diagrama 3D del PCB circuito de medición ambiental.....	123
Figura 54 Carcasa del dispositivo de medición ambiental	124
Figura 55 Vista lateral del dispositivo de medición ambiental	124
Figura 56 Vista superior del dispositivo de medición ambiental.....	125
Figura 57 Ubicación de sensores ambientales.....	126
Figura 58 Diagrama de flujo de lectura de datos ambientales.....	127
Figura 59 Diagrama de bloques del sistema de medición integrado	128
Figura 60 Diagrama de conexión del sistema.....	130
Figura 61 Pantalla de carga de la aplicación móvil.....	131
Figura 62 Interfaz gráfica de pantalla principal	132
Figura 63 Interfaz gráfica de la pantalla de visualización ambiental	134
Figura 64 Notificaciones de alerta de variables ambientales	135
Figura 65 Interfaz gráfica de la pantalla de visualización fisiológica.....	136
Figura 66 Notificación de altera por ritmo cardiaco elevado	137
Figura 67 Interfaz gráfica de la pantalla de graficación	138
Figura 68 Diagrama de bloques de la transmisión del sistema de medición integrado.....	139

Figura 69 <i>Diagrama de flujo de rutina del dispositivo de medición fisiológica.</i>	140
Figura 70 <i>Diagrama de flujo de la rutina del dispositivo de medición ambiental</i>	141
Figura 71 <i>Identificación de complejos QRS de la señal ECG.</i>	143
Figura 72 <i>Identificación de ciclos respiratorios de la señal FLW</i>	144
Figura 73 <i>Media de BPM, RMSSD, SDNN, RPM, temperatura y movimiento del paciente 1.</i>	145
Figura 74 <i>Media de las señales ambientales del paciente 1</i>	147
Figura 75 <i>Correlación de CO2 del paciente 3</i>	151
Figura 76 <i>Coeficientes de correlación de CO2 cada 5 minutos del paciente 3</i>	152

RESUMEN

El cambio climático y la contaminación ambiental están muy relacionados con ciertas afectaciones en la salud de las personas. Estos efectos en la salud producidos por el medioambiente pueden llegar a ser desde afectaciones cutáneas, estrés, alergias; hasta problemas respiratorios y cierto tipo de enfermedades cardiovasculares. En el presente trabajo de investigación se presenta el diseño e implementación de una plataforma de registro múltiple para variables ambientales y fisiológicas. Este sistema está compuesto por dos dispositivos, uno que permite el registro de las señales de ECG, FLW, temperatura y movimiento corporal, mientras que el otro registra las señales de temperatura, humedad, presión, concentración de CO₂, nivel de ruido, campo magnético, índice UV y luminosidad. Estos dispositivos se interconectan mediante protocolo serial para que el sistema de medición medioambiental actúe como concentrador de datos y permita el almacenamiento y envío de estos mediante bluetooth a una aplicación móvil diseñada para visualizar todas las variables medioambientales y fisiológicas en tiempo real. Se realizaron pruebas y se generó una base de datos de 8 sujetos de prueba. Estos datos se procesaron para formar las matrices de correlación entre cada una de las variables. Se realizaron análisis de correlación para diferentes periodos temporales considerando ventanas móviles para el análisis a lo largo del tiempo. Sin embargo, no se llegaron a obtener resultados concluyentes que permitan establecer una relación directa entre las variables ambientales y fisiológicas.

PALABRAS CLAVE:

- **PLATAFORMA DE REGISTRO MÚLTIPLE**
- **CONCENTRADOR DE DATOS**
- **COEFICIENTE DE CORRELACIÓN**

ABSTRACT

Climate change and environmental pollution are closely related to certain effects on people's health. These health effects produced by the environment can range from skin damage, stress, allergies; even respiratory problems and certain types of cardiovascular diseases. In the present research work, the design and implementation of a multiple registration platform for environmental and physiological variables is presented. This system is composed of two devices, one that allows the recording of ECG, FLW, temperature and body movement signals, while the other records the signals of temperature, humidity, pressure, CO₂ concentration, noise level, magnetic field, UV index and luminosity. These devices were interconnected by serial protocol so that the environmental measurement system acts as a data concentrator and allows the storage and sending of these via bluetooth to a mobile application designed to display all the environmental and physiological variables in real time. Tests were performed and a database of the variables of 8 test subjects was generated. These data were processed to form the correlation matrices between each of the variables. Correlation analysis was analyzed for different time periods, moving windows were considered for analysis over time. However, we cannot obtain conclusive results that have established a direct relationship between environmental and physiological variables.

KEYWORDS:

- **MULTIPLE REGISTRY PLATFORM**
- **DATA CONCENTRATOR**
- **CORRELATION COEFFICIENTS**

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

ANTECEDENTES

En el Ecuador, se han desarrollado algunos proyectos dedicados al sensado de variables ambientales; como por ejemplo el realizado por José Suntaxi, estudiante de la Universidad Politécnica Nacional, en donde realizó un prototipo portátil que permitía medir la cantidad de SO₂, NO₂, O₃, CO₂, la humedad, temperatura y presión ambiental y se visualizaban los datos en varias pantallas LCD (Pichuasamín, 2015). Así también, el proyecto realizado por Guillermo Sánchez, en donde realizó un prototipo para la monitorización ambiental en centros de cómputo con el fin de prevenir mantenimientos en los equipos, se realizaron mediciones de temperatura, humedad, energía eléctrica y polvo en estos ambientes (Guillermo Sánchez, 2015).

La Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE ha venido desarrollando nuevos proyectos en diferentes campos aplicativos, entre ellos se encuentra el campo de la biomédica, en donde se han logrado realizar dispositivos que permiten la obtención de diversas señales fisiológicas con el fin de determinar posibles alteraciones de las mismas y relacionarlas con algún factor externo. Entre estos proyectos se encuentra el realizado por Celena Betancourt “Diseño e implementación de una plataforma multisensado de sujetos sanos sometidos a un test de inducción de estrés”, en donde se realizó el sensado de algunas variables fisiológicas y se observó la relación existente cuando se sometían a pruebas de estrés (Celena Betancourt, 2018) (Tapia, 2018).

Otro de los proyectos en donde se obtienen señales fisiológicas, es el realizado por Melissa Raza. “Caracterización de la variabilidad del ritmo cardíaco y de las pendientes del complejo QRS en sujetos sanos sometidos a estímulos musicales”, en donde se diseñó e implementó un

electrocardiógrafo de bajo costo y se plantearon protocolos de prueba para observar la caracterización del ritmo cardiaco y la influencia de estímulos musicales en personas sanas teniendo como resultados que existe una modificación en el comportamiento cardiaco cuando se aplicó estímulos audiovisuales a las personas de prueba (Raza, 2016).

Por otro lado, en la Universidad de las Fuerzas Armadas se han realizado varios proyectos para el sensado de variables medio ambientales y químicas los cuales han sido determinantes para saber las condiciones del medio en donde los estudiantes, profesores y otras personas desarrollan sus actividades, para lo cual se consideran las variaciones ambientales y calidad del aire como factores influyentes en los cambios fisiológicos y la salud de las personas (Cevallos, 2015).

Entre los proyectos desarrollados por la institución se encuentra la “Implementación de un plan de monitoreo y estudio de la calidad de aire y ruido, en el Campus Sangolquí de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE” realizado por Leonardo Cevallos, en donde se utilizó una estación de monitorización de gases AQM60 la cual permitía la detección de concentración de gases como O₃, NO₂, CO₂. Por otro lado, para la detección del ruido se utilizó un sonómetro SoundPro SE, en este trabajo se logró determinar la existencia de picos de CO₂ y niveles de ruido superiores a 70 dB en ciertas zonas de la universidad (Cevallos, 2015).

Así también, el proyecto de vinculación denominado “Mejora de las Condiciones de Producción Agrícola en Cultivos de mora propensos a ser afectados por Heladas, en la comunidad de Misquillí”, realizado por el ingeniero Julio Torres en donde se diseñó un sistema de alerta temprana para prevenir las heladas en parcelas ubicadas en la comunidad rural de Misquillí, para lo cual se realizó la medición de variables ambientales como temperatura, humedad y

luminosidad que fueron las más importantes para la prevención de este fenómeno en los cultivos (Torres, 2017).

El primer proyecto que involucra la relación entre variables ambientales y fisiológicas realizado por la institución y denominado “Identificación de la concentración de dióxido de carbono (CO₂) en lugares de trabajo y su relación con la variabilidad del ritmo cardiaco en personas, mediante el uso de una red de sensores inalámbricos en la Universidad de las Fuerzas Armadas” realizado por Mónica Tapia; en donde se implementó un dispositivo de sensado en ambientes de trabajo y comunicación hacia una base de datos la que permitía identificar la relación entre los niveles de CO₂ y la variabilidad del ritmo cardiaco teniendo como resultados una baja relación entre los parámetros analizados en los distintos escenarios de prueba (Tapia, 2018).

Sin embargo, y en consideración los proyectos mencionados anteriormente, no se posee una investigación que involucre la relación entre las diferentes variables del medio ambiente y su influencia en el comportamiento de las variables fisiológicas de las personas que realizan sus actividades diarias dentro de la Universidad ya que puede ser un factor determinante en la salud de las mismas.

JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA

Los problemas de contaminación atmosférica han influido en los cambios climáticos, así como en la salud de las personas (Cevallos, 2015). Desde hace varios años atrás con la llegada de la revolución industrial la utilización de combustibles fósiles ha liberado grandes cantidades de dióxido de carbono y otros gases de efecto invernadero los cuales afectan el clima a nivel mundial. Las perturbaciones climáticas causadas por la contaminación pueden poner en peligro a las personas debido a los fenómenos meteorológicos extremos, brotes de enfermedades

infecciosas y aumento de las enfermedades no transmisibles (OMS, Organización Mundial de la Salud, 2014).

Existen muchos efectos a corto y largo plazo que la contaminación atmosférica puede provocar en la salud de las personas tales como alergias; afecciones cutáneas; enfermedades respiratorias agudas como la neumonía, crónicas como cáncer de pulmón; y ciertas enfermedades cardiovasculares (Salud, Organización Mundial de la Salud, s.f.).

Los cambios meteorológicos intensos a corto plazo también generan afectaciones graves a la salud, causando estrés térmico o un frío extremo (hipotermia) y provocan el aumento de la mortalidad por enfermedades cardíacas y respiratorias. Según la Organización Mundial de la Salud en algunos estudios recientes se ha relacionado las temperaturas muy altas alcanzadas en el verano del año 2003 en Europa Occidental, con el aumento de 70.000 muertes en el mismo periodo del año anterior (Salud, Organización Mundial de la Salud, 2012).

Existen algunos estudios que se centran en la relación entre los cambios climáticos y los cambios en la salud de las personas, la mayoría revela que el sistema cardiovascular, de vasos sanguíneos, nerviosos y otros sistemas reaccionan bajo los factores geofísicos del planeta. En el trabajo realizado por S. Dimitrova, se investigó la influencia de las siguientes variables meteorológicas: presión atmosférica, temperatura, humedad relativa, en donde los resultados obtenidos indican que existía una relación entre el cambio de presión atmosférica con la presión arterial, la presión del pulso y la frecuencia cardíaca de un grupo de personas sanas (Dimitrova, 2005). Así también la investigación realizada por Aruni Bhatnagar menciona que la exposición a la temperatura ambiente fría aumenta la resistencia vascular y la presión arterial, lo que lleva a un aumento en la demanda de oxígeno (Bhatnagar, 2017).

Por otro lado, la radiación UV induce cambios degenerativos en las células de la piel, el tejido fibroso y las células sanguíneas, lo que lleva a un envejecimiento prematuro de la piel, fotodermatitis y queratosis actínica (F. Leccese, 2018). Sin embargo, la radiación UV no solamente tiene efectos en la piel, también existen estudios en donde se menciona que existe un aumento progresivo de la presión arterial relacionado con el decaimiento de la radiación UVB ambiental (Bhatnagar, 2017).

Varios estudios han demostrado que el ruido de tráfico aumenta la presión arterial, la frecuencia cardíaca y el gasto cardíaco; efectos que están relacionados por la liberación de catecolaminas, cortisol y otras hormonas del estrés (Bhatnagar, 2017). También se han realizado investigaciones en donde se confirma una relación entre el estrés provocado por el ruido y los niveles de cortisol de un grupo de personas durante y después de la exposición, sin embargo, esto no solamente puede provocar cambios en el sistema cardiovascular, se ha demostrado que el estrés crónico producido por una alta exposición a ruido aumenta la susceptibilidad a infecciones virales (D., 2009).

En el trabajo realizado por Mónica Tapia, se realizó un análisis para obtener la relación entre el nivel de concentración de CO₂ y la variabilidad del ritmo cardíaco en espacios de trabajo dentro de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, en donde se consiguió determinar una relación inversa entre estas variables (Tapia, 2018). Sin embargo, se debe profundizar en los estudios dentro del Campus para observar la exposición y afectación que están teniendo las variables ambientales en docentes, alumnos y personas que laboran dentro de la institución.

La principal idea que se plantea es determinar la línea base de la relación existente entre las variables ambientales y las variables fisiológicas de las personas que se encuentran estudiando

o trabajando dentro de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE y poder realizar un análisis estadístico de la influencia entre el ambiente y la salud de las personas en el campus.

El presente trabajo de investigación forma parte del desarrollo del Proyecto CERPA-XIV-2020-07 “Integración de Nuevas Tecnologías para el Diseño de Soluciones Cognitivas en Ambientes de Vida Asistida para Adultos Mayores: Evaluación de Áreas de Atención y Memoria.” financiado por CEDIA y la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

ALCANCE

En este proyecto de investigación se propone el diseño e implementación de una plataforma multisensado móvil que permita obtener variables ambientales y fisiológicas; y realizar un análisis estadístico de las relaciones existentes entre ellas, en personas que estudian o trabajan dentro del Campus de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

En base a la investigación bibliográfica realizada, las variables a considerarse para la medición de parámetros ambientales son la temperatura ambiente, humedad relativa, iluminancia, radiación UV, presión atmosférica, campo magnético, niveles de concentración de CO₂ y el nivel de ruido ambiental; se consideran estas variables las más importantes para el estudio respectivo. Los sensores serán acondicionados para la obtención de señales, las mismas que serán caracterizadas y analizadas con las variables fisiológicas (Bhatnagar, 2017). Se realizará un análisis comparativo entre los sensores de dispositivos comerciales y los sensores acondicionados de tal manera que se pueda comparar las mediciones realizadas entre ambas alternativas.

Para la medición de variables fisiológicas, se procederá al rediseño de un prototipo portátil ECG basado en el proyecto “Diseño e implementación de un dispositivo portátil para la detección de arritmias cardiacas en base al sensado y análisis de la señal ECG” (Arias, 2018).

Adicionalmente se implementará la medición de temperatura cutánea, flujo respiratorio mediante la utilización de termistores nasales y movimiento a través de un acelerómetro giroscopio. Con estas cuatro señales se procederá al procesamiento y caracterización de las mismas para poder analizar los datos obtenidos.

Se procederá a la creación de una aplicación móvil para la recepción y almacenamiento de los datos dentro de un dispositivo celular, para de esta manera integrar el sistema de medición ambiental y medición fisiológica para la obtención de todos los datos en conjunto y pueda ser visualizado por el usuario.

De forma complementaria se trabajará en el proyecto “Evaluación del desempeño de un sistema de medición de señales fisiológicas y medioambientales en tiempo real con geo posicionamiento” en desarrollo por la señorita Evelyn Guanotoa estudiante de la Carrera de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones en donde se transmitirá, visualizará y almacenará los datos en tiempo real de manera inalámbrica y se obtendrá el posicionamiento dentro del Campus, para de esta forma realizar una comparativa entre los datos obtenidos en la transmisión y los almacenados en la aplicación móvil.

Finalmente se realizarán pruebas de funcionamiento en donde se obtengan las señales dentro de un dispositivo móvil recorriendo todo el Campus Universitario con el fin de registrar el comportamiento de las variables medioambientales y fisiológicas de la población universitaria, para posteriormente realizar un análisis estadístico, el cuál será comparado de forma paralela con la tesis anteriormente mencionada para conocer las relaciones existentes entre los cambios ambientales en la salud de las personas que laboran o estudian dentro de la universidad.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Diseñar e implementar una plataforma multisensado móvil de variables ambientales y fisiológicas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar e implementar el sistema para la medición y adquisición de las variables medio ambientales de temperatura, presión atmosférica, humedad relativa, iluminancia, radiación UV, nivel de ruido, campo magnético y concentración de CO₂.
- Comparar los sensores medioambientales acondicionados con los sensores provistos por dispositivos móviles y sistemas comerciales.
- Rediseñar el prototipo portátil de electrocardiograma para la medición simultánea de ECG, flujo respiratorio, temperatura cutánea y movimiento corporal.
- Diseñar una aplicación Android que permita el almacenamiento y visualización de las variables medioambientales y fisiológicas.
- Analizar estadísticamente la relación entre la caracterización de las variables medio ambientales y fisiológicas en personas dentro del Campus Sangolquí de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

INTRODUCCIÓN

Con el fin de comprender las diferentes señales ambientales y fisiológicas objeto de estudio, así como las interacciones o influencias que ejercen los cambios ambientales en la salud de las personas; en este capítulo se presentan todos los conceptos de estructura, funcionamiento y métodos de adquisición de las diferentes señales; así como el estado del arte correspondiente a dispositivos que permitan el sensado individual o simultáneo de cada variable involucrada en el desarrollo del proyecto.

SISTEMA CARDIORESPIRATORIO

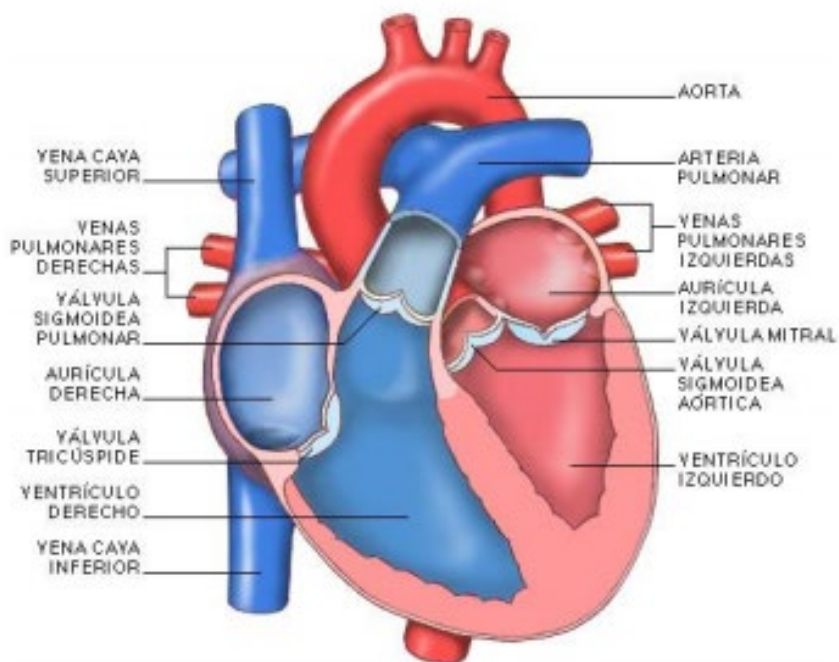
El sistema cardiorrespiratorio es el conjunto de funciones que relaciona al sistema cardiovascular y al sistema respiratorio. Está compuesto por el sistema cardiovascular el cual permite transportar hacia todas las células las sustancias requeridas para su correcto funcionamiento, es decir, nutrientes, oxígeno y sustancias reguladoras, así como también es el encargado de recoger los residuos resultantes del metabolismo; este transporte de sustancias permite mantener constante las condiciones del medio interno del organismo también conocido como homeostasis (Francisco Tejido, 2011).

La principal función del sistema cardiovascular es la conducción de la sangre, la cual circula a través de las arterias, venas y por el corazón el cuál actúa como bomba para permitir que exista flujo constante hacia todos los demás órganos y tejidos que requieren sangre (Manuel Megías, 2019).

Por otro lado, el sistema respiratorio es el encargado principalmente del intercambio gaseoso, es decir, obtiene oxígeno desde el ambiente y lo entrega a los diversos tejidos a través de la sangre oxigenada. Este sistema también expulsa el dióxido de carbono excedente del cuerpo, el cual es transportado a través de la sangre venosa y bombeada los pulmones (Sánchez, 2018). Así también está involucrado con la regulación del pH corporal, protección contra agentes patógenos y sustancias inhaladas que puedan generar irritación (Celena Betancourt, 2018).

FISIOLOGÍA DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

El corazón es una bomba muscular, el cual encuentra ubicado en la parte central del tórax y se considera como el principal órgano del sistema cardiovascular. Este órgano está compuesto por dos cavidades inferiores llamadas ventrículos y dos cavidades superiores llamadas aurículas (Ruiz, 2012). Como se observa en la Figura 1 cada aurícula se encuentra conectada con su respectivo ventrículo a través de una válvula, siendo la que comunica la aurícula izquierda con el ventrículo izquierdo la válvula bicúspide; y la que comunica la aurícula derecha con el ventrículo derecho se conoce como válvula tricúspide (Arias, 2018).

Figura 1*Anatomía del corazón*

Nota. Tomado de Arias, J. (2018). *Diseño e implementación de un dispositivo portátil para la detección de arritmias cardiacas en base al sensado y análisis de la señal ECG.* Sangolquí: Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

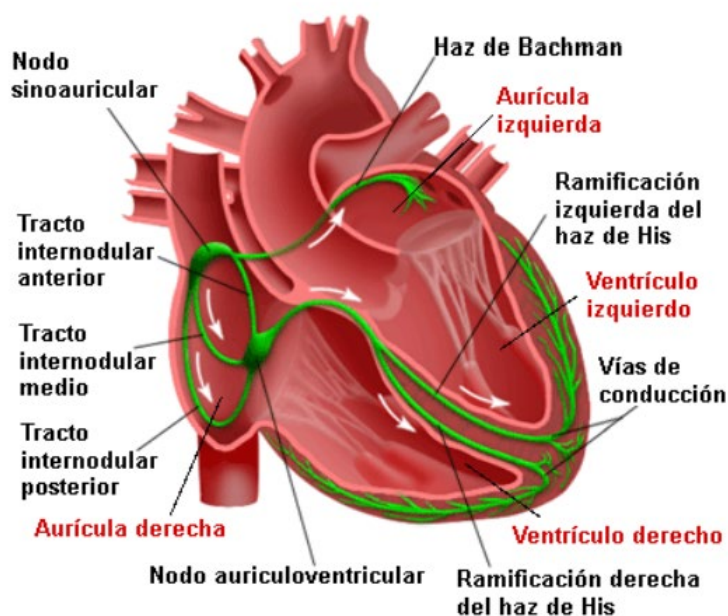
El lado derecho del corazón bombea la sangre no oxigenada procedente de los diferentes tejidos y la transporta hacia los pulmones en donde se oxigena; mientras que en el lado izquierdo del corazón se recepta la sangre oxigenada de los pulmones y la transporta por medio de las arterias a todos los tejidos del organismo (Ruiz, 2012).

Cuando se produce un latido del corazón se genera un impulso eléctrico en el nodo sinoauricular como se observa en la Figura 2 Este impulso se transmite a través de las aurículas provocando la contracción auricular y baja por el tabique interauricular hacia el nodo auriculoventricular. El impulso se prolonga durante un instante y viaja a través del haz de His y de

las fibras de Purkinje, para desencadenar la contracción ventricular (Zuluaga, 2010). El corazón posee una red de fibras musculares conocidas como fibras automáticas las cuales se encargan de realizar la actividad eléctrica intrínseca del corazón, estas fibras generan potenciales de acción en forma continua que a su vez permiten que se efectúen las contracciones cardiacas (Tortora, 2006).

Figura 2

Sistema de conducción cardíaco



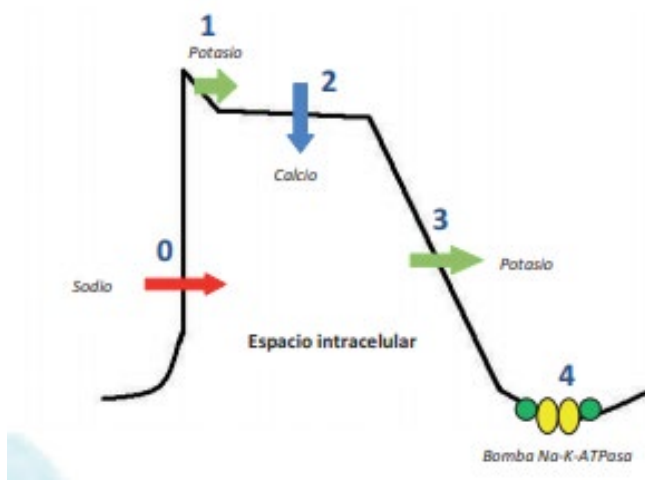
Nota. Tomado de Zuluaga, C. T. (2010). *Modelización y Evaluación de Factores que Favorecen las Arritmias Auriculares y su Tratamiento Mediante Técnicas Quirúrgicas. Estudio de Simulación.* Valencia: UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA.

Estas estimulaciones eléctricas producen potenciales de acción en las células cardiacas. En particular se puede mencionar el potencial de acción de las células del miocardio las cuales producen 5 fases; la primera es la despolarización en donde los canales de sodio y calcio se abren y permiten el ingreso de los iones respectivos. La segunda fase consta de la apertura de los canales de potasio y su respectiva salida en donde se produce una repolarización corta y rápida. En la

tercera fase como se observa en la Figura 3 se produce una meseta en el potencial de acción debido a la duración de la repolarización lenta de los canales de calcio y rápida debido a los canales de sodio. La cuarta fase es la repolarización de las células cardiacas en donde se produce el retorno hacia un potencial negativo de las células. Finalmente, los iones de sodio salen al exterior de la célula a través de la membrana, mientras que al mismo tiempo se introducen iones de potasio del exterior al interior para mantener las diferencias de concentración iónica en ambos lados de la membrana celular. Las células musculares del corazón generan un potencial de acción diferente al que se genera en los músculos esqueléticos, por ejemplo el voltaje del músculo ventricular se encuentra alrededor de -85 milivoltios (Jaffet, 2009).

Figura 3

Potencial de acción de las células miocárdicas.



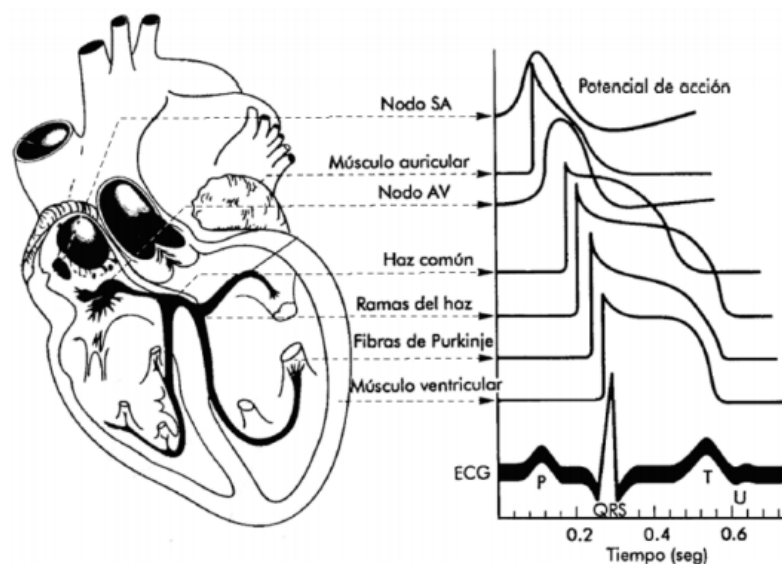
Nota. Tomado de Jaffet, R.-R. F. (2009). *Fisiología cardiaca. Revista Médica MD.*

Estos potenciales de acción generan las señales eléctricas del corazón como observa en la Figura 4 (Zuluaga, 2010), las mismas que son sensadas por un sistema de transducción y posteriormente procesadas para representarlas gráficamente y poder realizar un estudio de la

señal. Esta representación gráfica de las señales eléctricas del corazón a lo largo de un periodo de tiempo determinado se lo conoce como electrocardiograma (Arias, 2018).

Figura 4

Potenciales de acción que generan el electrocardiograma



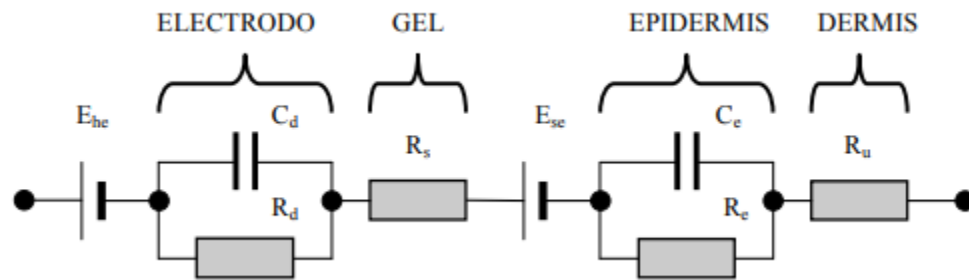
Nota. Tomado de Zuluaga, C. T. (2010). *Modelización y Evaluación de Factores que Favorecen las Arritmias Auriculares y su Tratamiento Mediante Técnicas Quirúrgicas. Estudio de Simulación*. Valencia: UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA.

Para poder realizar el registro de las señales bioeléctricas del cuerpo humano se utilizan electrodos los cuales pueden ser superficiales o invasivos. Los electrodos superficiales son transductores que se utilizan para la adquisición de la señal ECG, estos son ubicados en la superficie de la piel y permiten captar las señales generadas por los cambios de potencial de las células cardiacas resultado del intercambio de iones de sodio y potasio en la actividad eléctrica del corazón (Arias, 2018). Dentro de los electrodos superficiales se encuentran de dos tipos principales: los electrodos metálicos los cuales están formados de una placa metálica y gel electrolítico en la superficie; y los electrodos flexibles que son fabricados sobre una superficie

flexible y están impregnados de partículas de plata. En la Figura 5 se observa el electrodo en conjunto con el gel electrolítico, formando un circuito equivalente que entrega una diferencia de potencial al estar en contacto con la epidermis (Martínez, 2011).

Figura 5

Circuito equivalente electrodo superficial



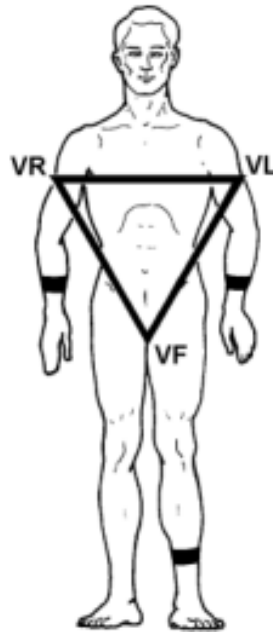
Nota. Tomado de Martínez, J. F. (2011). *Ingeniería Biomédica*. Valencia: Universidad de Valencia.

Obtenido de http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T3_OCW.pdf.

Los electrodos pueden ser ubicados de diversas formas para obtener las características de la señal electrocardiográfica, esto se conoce como derivaciones y se pueden realizar hasta 12 dependiendo de qué se necesita observar de la señal. Las derivaciones bipolares permiten el registro de las diferencias de potencial entre dos puntos donde se colocan los electrodos (Arias, 2018). Las derivaciones más comúnmente utilizadas se las ubica en las extremidades como se observa en la Figura 6.

Figura 6

Posicionamiento de electrodos para derivaciones bipolares.

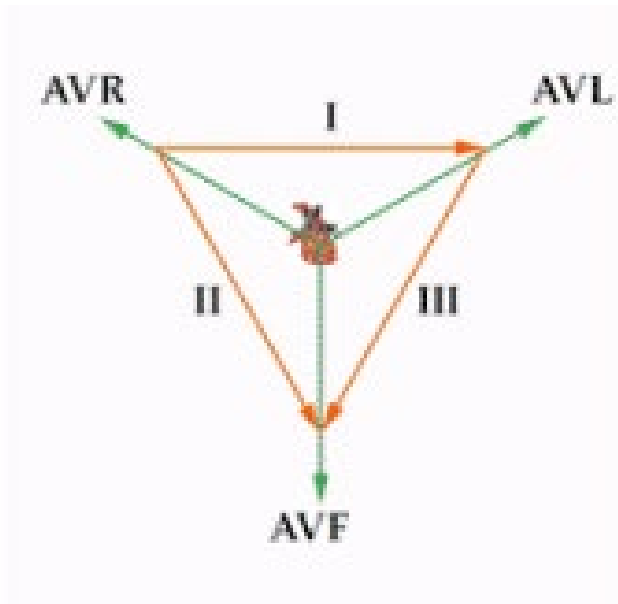


Nota. Tomado de Arias, J. (2018). Diseño e implementación de un dispositivo portátil para la detección de arritmias cardíacas en base al sensado y análisis de la señal ECG. Sangolquí: Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

La primera derivación registra la diferencia de potencial entre el brazo derecho y el brazo izquierdo, la segunda derivación permite el registro de la diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda, y finalmente la tercera derivación permite el registro de la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda como se observa en la Figura 7 formando el triángulo de Einthoven (Montero, 2019).

Figura 7

Triángulo de Einthoven.



Nota. Tomado de *Montero, R. (2019). Diseño e Implementación de un Sistema Wireless Sensors Network Personal para el Monitoreo Constante de Signos Vitales y Visualización en Tiempo Real en Aplicación Web. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas.*

Sin embargo, existen variantes en la ubicación de los electrodos dependiendo del estudio que se requiera. Un ejemplo de ello se menciona en el trabajo realizado por Juan Arias en donde se realizaron pruebas de similitud de morfología de las diferentes derivaciones y ubicaciones de los electrodos en un electrocardiograma (Arias, 2018).

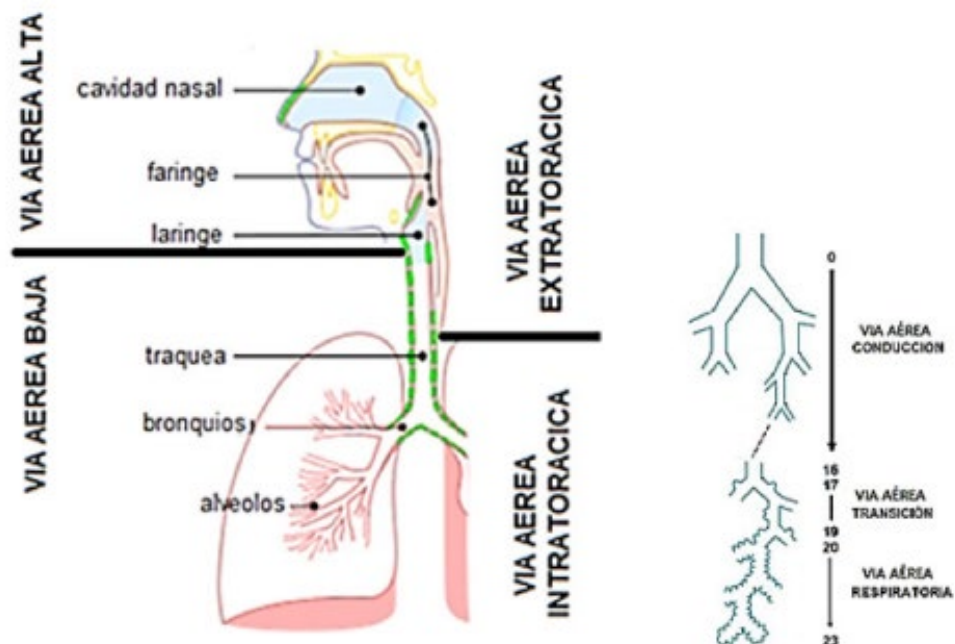
FISIOLOGÍA DEL SISTEMA RESPIRATORIO

El sistema respiratorio consta de dos partes principales: vía aérea extratorácica y vía aérea intratorácica, como se observa en la Figura 8. En conjunto permiten que el sistema respiratorio realice las funciones de ventilación, respiración interna o tisular y respiración externa o pulmonar. La vía aérea extratorácica está formada por las cavidades nasales, faringe, laringe, esófago y

bronquios; mientras que la vía aérea intratorácica se compone de los pulmones, bronquiolos y alveolos. (Sánchez, 2018).

Figura 8

Esquema del Sistema Respiratorio.



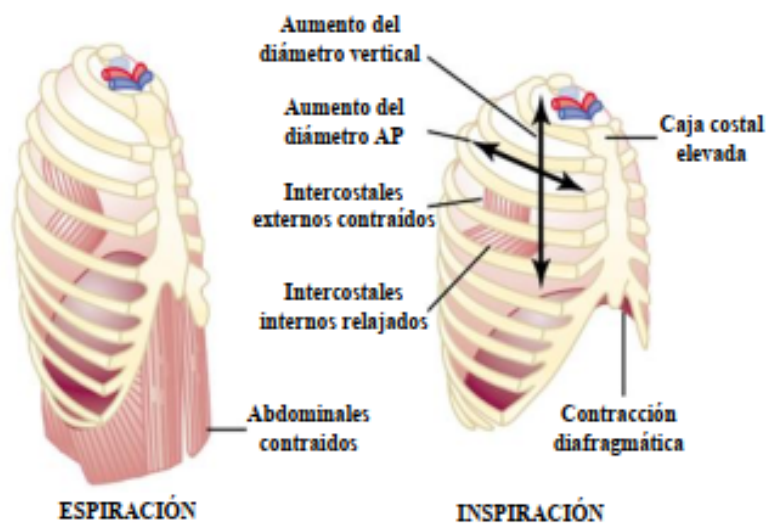
Nota. Tomado de Sánchez, T. (2018). *Estructura y funciones del sistema respiratorio.* *Neumol Pediatr*, 101-106.

Una de las funciones del sistema respiratorio es la ventilación pulmonar, que es el proceso en el cual el gas es transportado desde el exterior hacia los alvéolos y viceversa con el fin de mantener un nivel óptimo de oxígeno y de dióxido de carbono. Este proceso puede ser activo si es realizado por los músculos respiratorios o pasivo si es realizado por un mecanismo externo (Ruiz, 2012). El nivel de ventilación es regulado mediante las constantes inspiraciones y espiraciones que se producen por la acción de los músculos respiratorios. Durante la inspiración, el aire ingresa a los pulmones que se expanden en la caja torácica mientras que el diafragma permanece contraído; mientras que en la espiración el aire es expulsado hacia el exterior lo que

provoca el retorno de los pulmones y diafragma a la posición para realizar nuevamente una inspiración como se observa en la *Figura 9* (Celena Betancourt, 2018).

Figura 9

Cambios producidos durante la espiración e inspiración.

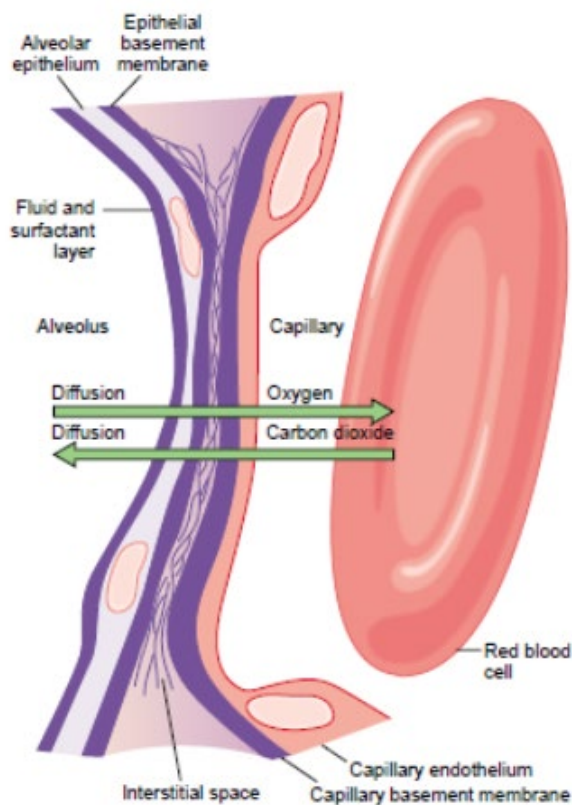


Nota. Tomado de Guyton, A. (2006). *Medical Physiology*. Philadelphia: Elsevier Inc.

Durante la ventilación pulmonar se realizan dos procesos importantes que son la respiración interna y externa. La respiración externa es el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono entre los pulmones y la sangre a través de los alvéolos. El oxígeno se difunde debido a la diferencia de presión en la sangre, y al mismo tiempo el dióxido de carbono se difunde en dirección contraria como se observa en *Figura 10*. Esto provoca que la sangre venosa o baja en oxígeno se convierta en sangre arterial o alta en oxígeno (Majumder, 2015).

Figura 10

Difusión de oxígeno y dióxido de carbono a través del alveolo



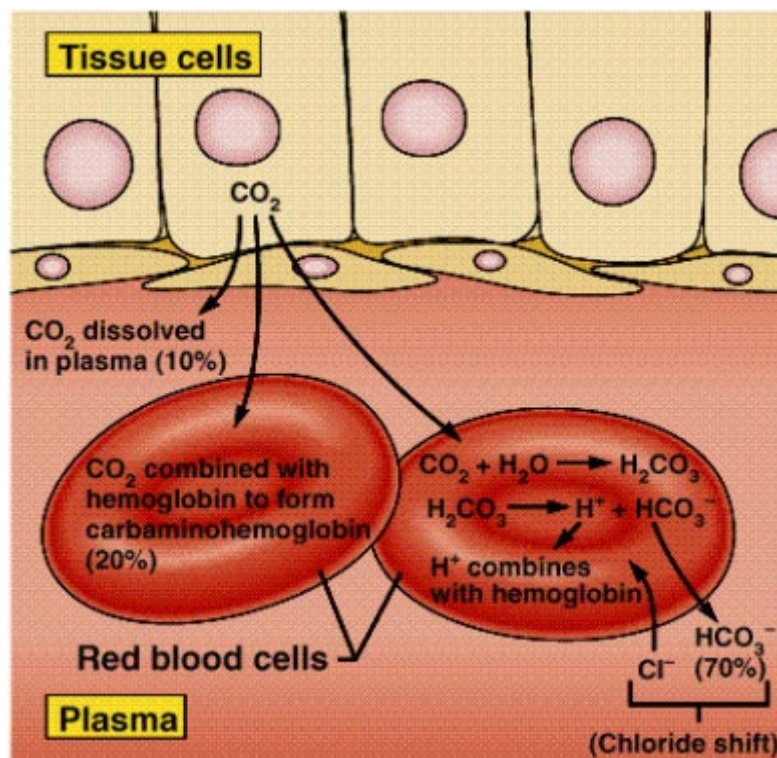
Nota. Tomado de AE, T. (1975). *Circulatory Physiology II: Dynamics and Control of the Body Fluids*.

Philadelphia: Granger HJ.

Por otro lado, la respiración interna es el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono entre la sangre y las células tisulares por medio del líquido intersticial. Debido a que las células constantemente consumen oxígeno y producen dióxido de carbono, la cantidad de oxígeno será menor y la cantidad de dióxido de carbono será mayor dentro de las células, mientras que el dióxido de carbono se difunde lejos de las células hacia la sangre como se observa en la Figura 11 (Majumder, 2015).

Figura 11

Intercambio de oxígeno y CO₂ en las células tisulares



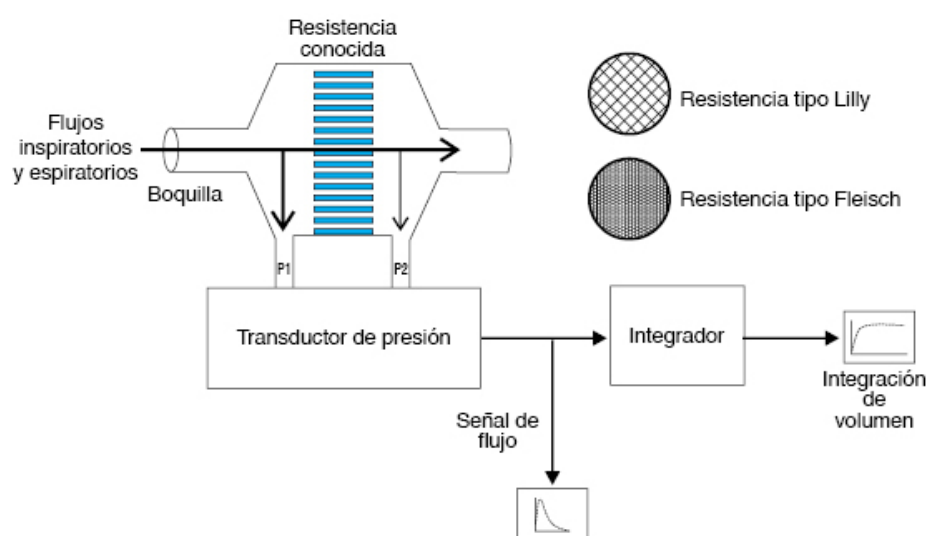
Nota. Tomado de Russell, T. (2018). SlidePlayer. Obtenido de SlidePlayer: <https://slideplayer.com/slide/12227699/>.

Cuando existe una patología dentro del sistema respiratorio se requieren conocer ciertas variables que permitan identificar el problema existente del paciente. La diferencia de presión entre los pulmones y el medio exterior permite identificar otras variables como el flujo y volumen de aire durante el proceso de la respiración (Unam, s.f.). Para poder realizar las mediciones de las variables del sistema respiratorio se emplea la espirometría. Esta técnica permite la medición del volumen y flujo respiratorio útil que circula por las vías áreas del sistema respiratorio (Oscullo, 2018).

Sin embargo, existen otros métodos de adquisición de señales del sistema respiratorio como el neumotacógrafo o los termistores nasales. El neumotacógrafo de Fleisch permite medir la diferencia de presión que se produce después de someter al flujo de aire entrante a una resistencia conocida como capilares paralelos, produciendo una disminución en la presión de aire saliente como se observa en la Figura 12. Una vez obtenida la diferencia de presión se puede procesar la señal para obtener el flujo o volumen de aire del paciente (Gochicoa-Rangel, 2016).

Figura 12

Funcionamiento del neumotacógrafo



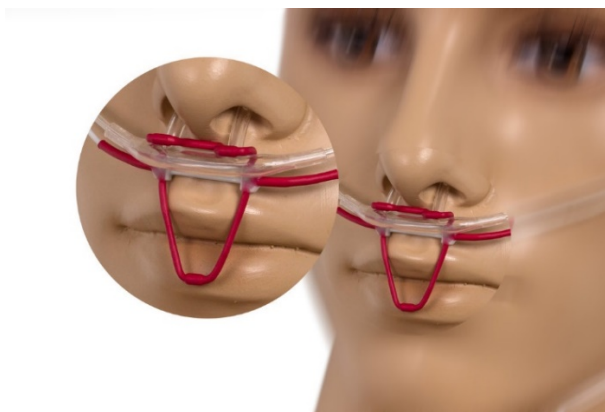
Nota. Tomado de Gochicoa-Rangel, D. L. (2016). *Espirometría: recomendaciones y procedimiento. Neumología y cirugía de tórax.*

Otro de los métodos conocidos para el registro de la fase respiratoria es el uso de termistores nasales. Estos permiten la medición de los cambios de temperatura que se producen durante el ciclo respiratorio en las fosas nasales como se observa en la Figura 13, estos cambios

oscilan alrededor de 2 a 3 °C, siendo la temperatura ambiente 25°C la que ingresa durante la inhalación y aumentando a 28°C durante la exhalación (Bose, 2012).

Figura 13

Termistor nasal para medición de flujo respiratorio



Nota. Tomado de TerniMed. (s.f.). Nasal/Oral Thermistor respiratory sensor. Obtenido de TerniMed: <https://www.ternimed.de/Nasal/Oral-Thermistor-respiratory-sensor-1>

El uso de termistores nasales es muy utilizado en aplicaciones como la detección de Apneas y otros trastornos producidos durante el sueño, en los cuales se requiere observar el ciclo respiratorio durante las diferentes etapas del mismo (E. Sifuentes, 2016). Las señales de flujo respiratorios permiten identificar parámetros como el número de respiraciones por minuto (RPM) producidas por el paciente. Las RPM realizadas por una persona en estado basal se encuentra alrededor de 12 a 22 RPM, mientras que en condiciones como el sueño profundo se puede llegar a 5 RPM y en actividad física se puede alcanzar hasta las 70 RPM (Arcentales, 2015).

DISPOSITIVOS PARA EL SENSADO CARDIORESPIRATORIO

Existe una gran cantidad de dispositivos que permiten la medición de las variables del sistema cardiovascular y respiratorio. Entre todos estos dispositivos podemos considerar los que permiten realizar un diagnóstico médico, es decir poseen las normativas respectivas para el uso

en ámbitos hospitalarios o son utilizados para el control de pacientes con ciertas afectaciones que requieren un monitoreo constante.

Sin embargo, la investigación ha permitido el desarrollo de varios otros dispositivos de eHealth que permiten obtener una medición rápida y efectiva para la detección de algún trastorno sin la necesidad de movilizarse o un hospital. A continuación, se presentan los diferentes tipos de dispositivos para la medición de variables respiratorias, cardíacas y plataformas de sensado múltiple; ya sean utilizados en el ámbito hospitalario, cotidiano o desarrollados actualmente en trabajos de investigación.

SENSADO CARDIOVASCULAR

Los equipos que permiten la adquisición de señales del sistema cardiovascular son muy utilizados tanto en el ámbito hospitalario, como para telemedicina. Entre los equipos médicos que más se utilizan están los electrocardiógrafos y los holters. Los electrocardiógrafos que se utilizan dentro de hospitales o consultorios permiten la adquisición simultánea de hasta 12 derivaciones de un electrocardiograma, interpretación y diagnóstico de ciertas patologías, análisis de variabilidad del ritmo cardíaco y detección de arritmias. Un ejemplo de estos dispositivos se observa en la Figura 14 (Edan, 2018).

Figura 14*Electrocardiógrafo EDAN SE-12*

Nota. Tomado de Edan. (2018). Electrocardiógrafo de 12 canales SE-12 EXPRESS con pantalla LCD.

Obtenido de SONMEDICA: <http://www.sonmedica.com/es/electrocardiografos/20-electrocardi%C3%B3grafo-de-12-canales-se-12-express-con-pantalla-lcd-46301se12express.html>

Por otro lado, los holters son dispositivos portátiles que permiten el monitoreo constante de los pacientes con ciertas patologías los cuales requieren un control de la actividad eléctrica del corazón. Estos dispositivos permiten el registro continuo de la señal ECG ya sea durante 24, 48 o hasta 96 horas mientras que el paciente realiza su rutina cotidiana. Los principales indicadores que entregan estos dispositivos son las detecciones de alteraciones en el ritmo cardiaco. Así también realiza análisis de la señal para obtener valores como la variabilidad del ritmo cardiaco, variabilidad de la onda T y variaciones del intervalo QT (Fernández, 2013).

Sin embargo, se pueden encontrar en el mercado dispositivos portátiles no médicos que son comercializados para poder mantener un control constante de pacientes con ciertas patologías cardiacas. Como ejemplo de esto se tiene el dispositivo SONOHEALTH el cual es un

monitor de frecuencia cardíaca y electrocardiograma que permite realizar la medición de una derivación con cables externos, así como la opción de utilizarlo como pulsímetro para estimar la frecuencia cardíaca de los pacientes, este dispositivo consta de una interfaz lcd para la visualización y puede ser conectado a un dispositivo móvil mediante bluetooth como alternativa para la monitorización de los parámetros estimados. En la Figura 15 se puede observar el dispositivo portátil SonoHealth (SonoHealth, s.f.).

Figura 15

Electrocardiógrafo portátil SonoHealth



Nota. Tomado de SonoHealth. (s.f.). SonoHealth - Monitor de frecuencia cardíaca portátil EKG | Máquina de electrocardiograma y cardiograma electrocardiograma electrocardiograma de mano para el hogar. Obtenido de Amazon: https://www.amazon.com/SonoHealth-frecuencia-electrocardiograma-cardiograma-iofeedback/dp/B07SLMHG3M/ref=sr_1_1_sspa?keywords=qa.

Otro dispositivo portátil es el HeartGuide fabricado por la empresa Omron, el cual es un dispositivo novedoso en el ámbito referente a la salud. Este dispositivo que puede ser considerado como un smartwatch tiene características únicas como lo es la medición de presión arterial real, gracias a su sistema de mini bombas y una pequeña cámara de aire que permite tomar la presión de la persona como se observa en la Figura 16. Otras características importantes que posee este dispositivo son la medición de calorías quemadas, conteo de pasos, distancia recorrida y actividad del sueño (Moviliano, 19).

Figura 16

Medidor de presión Omron HeartGuide



Nota. Tomado de Moviliano, M. (13 de 01 de 19). Mr. Moviliano. Obtenido de <https://www.mrmoviliano.com/ces-2019-omron-heartguide/>.

Por otro lado, la investigación ha logrado el desarrollo de prototipos que permiten ejecutar tareas como las realizadas por los dispositivos médicos antes mencionados, pero con ciertas limitaciones. Uno de estos prototipos es el implementado por Juan Arias en su proyecto de investigación denominado “Diseño e implementación de un dispositivo portátil para la detección de arritmias cardiacas en base al sensado y análisis de la señal ECG”, el cual es un dispositivo portátil que permite realizar una derivación del electrocardiograma colocando el dispositivo en el pecho y permite la detección de arritmias mediante una rutina de software, este dispositivo se acerca más a la monitorización constante del paciente eliminando la molestia que generan los cables de un holter tradicional (Arias, 2018).

De la misma manera, el prototipo propuesto para la adquisición de señales cardiacas elaborado por A. Méndez y otros, denominado “Sistema Vestible para la Detección Simultánea y No Invasiva del ECG y el Flujo Sanguíneo”; implementa un sistema con dos electrodos que son colocados en un brazaletes tipo pulsera que puede almacenar los datos de electrocardiograma, así

como de fotopletimografía del paciente teniendo señales que resultaron ser suficientes para obtener información como ritmo cardiaco. Como se muestra en la Figura 17 se tiene el electrocardiógrafo portátil desarrollado en la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez (O. A. Méndez-Lira, 2018).

Figura 17

Electrocardiógrafo tipo pulsera



Nota. Tomado de O. A. Méndez-Lira, A. G.-C.-R.-R.-D.-L. (2018). Sistema Vestible para la Detección Simultánea y No Invasiva del ECG y el Flujo Sanguíneo. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 249-261.

SENSADO RESPIRATORIO

De igual manera, existen dispositivos que permiten la obtención de señales cardiacas también se pueden encontrar dispositivos utilizados en el ámbito hospitalario para la adquisición de señales respiratorias como lo son los espirómetros, neumotacógrafos y medidores de temperatura de aire nasal. Estos dispositivos permiten la identificación de patologías respiratorias mediante la medición de volumen o flujo de aire producido durante la respiración. Los espirómetros y neumotacógrafos pueden ser de varios tipos como por ejemplo de turbina el más utilizado en espirometría y el de tipo Fleisch para pneumotacografía (Unam, s.f.).

Entre los equipos que se puede adquirir comercialmente se puede mencionar el espirómetro el cual es un dispositivo con medidor de flujo tipo turbina y posee un módulo de mecánica respiratoria como se observa en la Figura 18, este dispositivo permite realizar prueba de espirómetro y prueba bronquial de esfuerzo (TecnoMed, s.f.).

Figura 18

Espirómetro PONY FX



Nota. Tomado de TecnoMed. (s.f.). Espirómetro de sobremesa PONY FX MIP/MEP de cosmed. Obtenido de TecnoMed: <https://tecnomed2000.com/producto/espirometro-sobremesa-pony-fx-mip-mep-cosmed/>.

Otra de las aplicaciones en las que se utiliza el registro de señales respiratorias es la polisomnografía, en donde se registran señales de flujo de aire nasal para detectar apneas que se produzcan durante el sueño de un paciente. Para este tipo de aplicaciones se utilizan los sensores de respiración termopar o termistor nasal. Estos sensores están compuestos por cánulas para la nariz, en donde se encuentra incorporado el sensor que permite medir los cambios de temperatura producidos por la respiración (E. Sifuentes, 2016). Poseen una visualización del ritmo respiratorio mediante una pantalla lcd incorporada o pueden ser conectados a un polisomnógrafo

mediante el puerto DIN. Un ejemplo de esto es el sensor de respiración DC para aplicativos de calidad de sueño el cual se observa en la Figura 19 (Gvp, s.f.).

Figura 19

Sensor de Respiración DC



Nota. Tomado de Gvp, S. (s.f.). Sensor de respiración presión DC. Obtenido de GVP SPES: <https://www.gvb-spes.es/polisomnografia/sensores-de-respiracion/81/sensor-de-respiracion-presion-dc?c=982>.

SENSADO CARDIORESPIRATORIO

Existen varios dispositivos que permiten el registro simultáneo de señales cardíacas y respiratorias, entre los principales se encuentran los polisomnógrafos y los monitores de cabecera hospitalarios. Los monitores de signos vitales son plataformas multisensado que se utilizan para el registro de señales como el ECG, FLW, presión no invasiva, presión invasiva, temperatura corporal, saturación de oxígeno, dióxido de carbono, gasto cardíaco entre otras variables fisiológicas. Estos monitores permiten el registro continuo de pacientes que se encuentren en

quirófanos o en salas de recuperación y requieran el monitoreo constante de sus signos vitales. Un ejemplo de estos es el Monitor de Cabecera que se observa en la Figura 20 (Cenetec, 2005).

Figura 20

Monitor de signos vitales C50



Nota. Tomado de SpaceLabs. (s.f.). Monitor de cabecera C50. Obtenido de SpaceLabs: <https://www.spacelabshealthcare.com/es/productos/monitorizacion-de-pacientes-y-conectividad/monitores-de-pacientes/monitor-de-cabecera-c50/>

Así también, el polisomnógrafo es una plataforma que permite el registro continuo de variables como el ECG, EEG, EMG, EOG y FLW. Estas señales son utilizadas por los especialistas para observar y tratar a pacientes que poseen patologías relacionadas con las fases del sueño. Entre los dispositivos que se encuentran en el mercado se tiene la plataforma que se observa en la Figura 21. Este es un dispositivo que posee 6 canales para el registro EEG, 4 EMG, 3 EOG, 2 de

FLW, 1 sensor de posición del cuerpo, 1 termistor, un sensor de ronquidos, un ECG y un sensor de Saturación de Oxígeno (Langer, s.f.).

Figura 21

Plataforma SOMNIPRO



Nota. Tomado de Langer, D. (s.f.). POLISOMNÓGRAFO DE VÍDEO / CON EEG / CON EMG / CON EOG. Obtenido de Medical EXPO: <https://www.medicaexpo.es/prod/dr-langer-medical/product-84581-545971.html>.

También existen prototipos que se han desarrollado para realizar medidas simultáneas de algunas variables fisiológicas. Entre estos dispositivos encontramos el trabajo de investigación realizado por Oscar Sarmiento denominado “Monitoreo remoto de signos corporales y transmisión de datos y alertas a una aplicación instalada en un Smartphone”. Esta plataforma permite la medición de ECG, temperatura corporal y flujo de aire; así como envía datos y alertas

hacia el celular mediante la red móvil cuando exista alguna anomalía en el paciente (Oscar Sarmiento, 2018).

Por otro lado, el prototipo desarrollado por Celena Betancourt en su trabajo de investigación denominado “Diseño e implementación de una plataforma multisensado de sujetos sanos sometidos a un test de inducción de estrés”; el cual es una plataforma que permite el sensado de ECG, EOG, FLW y EMG con el fin de determinar las afectaciones que puede provocar el estrés en personas sanas (Celena Betancourt, 2018).

VARIABLES AMBIENTALES

Las variables ambientales tienen relación con la climatología de un determinado ecosistema. El clima es el conjunto de condiciones atmosféricas que evolucionan a través del tiempo en una zona determinada (Freddy Garzón, 2012). En el Ecuador las principales variables ambientales que se miden en las plataformas o torres de medición del Instituto Nacional de Meteorología e Hidrología (INHAMI) son temperatura ambiental, presión atmosférica, humedad relativa, velocidad del aire, radiación solar e índice UV.

Así también en algunas zonas como en el Distrito Metropolitano de Quito se realizan mediciones periódicas de los niveles de concentración de gases, ruido ambiental y luminosidad debido a la afectación que estas pueden producir al medio ambiente como a la salud de los habitantes (Ambiente S. d., Secretaría del Ambiente, 2016). Por esta razón se presenta a continuación los estándares ambientales, la descripción de las variables y equipos que permiten la medición de las diferentes variables ambientales.

ESTÁNDARES AMBIENTALES

El catálogo de estándares ambientales sirve como apoyo o referencia para evaluar y determinar el impacto ambiental que se produce en un determinado proyecto o en una determinada región. Estos estándares permiten generar parámetros, indicadores y sistemas que permitan clasificar el impacto ambiental o determinar la calidad del ambiente; siendo constituidos por valores límite, recomendados o valores que pueden ser medidos en el medio ambiente. La clasificación de los estándares para la medición de la calidad ambiental toma en cuenta a elementos y funciones ambientales que involucren la demanda de las personas en su cotidianeidad; entre las principales se encuentra la calidad del aire, situación climática, situación de ruido, calidad de agua, entre otras (Sciences, s.f.).

La calidad del aire es una medición de las partículas que componen el aire en espacios tanto interiores como exteriores. La emanación de sustancias a la atmósfera depende de las condiciones en las cuales se realiza la emisión y de las condiciones meteorológicas; estas condiciones pueden producir un aumento o disminución en la cantidad de partículas contaminantes en la atmósfera. Las normativas técnicas indican ciertos límites para varios tipos de contaminantes como el monóxido de carbono, concentración de ozono, dióxido de nitrógeno, dióxido de carbono, dióxido de azufre y ciertos tipos de materiales particulados en diferentes concentraciones (Ambiente S. d., Norma Ecuatoriana de la Calidad del Aire, 2011).

Por otro lado, las consecuencias del cambio climático pueden producir efectos en un ámbito local o dependiendo de la magnitud de los cambios puede llegar a tener consecuencias globales. Actualmente el cambio climático es una afectación global que produce un impacto negativo en la situación cotidiana de las personas y comunidades en general. Los patrones climáticos han cambiado en los últimos años por lo que ha producido eventos climáticos

extremos, aumento en el nivel del mar y emisiones de efecto invernadero en su nivel más alto de la historia (Unidas, s.f.). Los parámetros fundamentales que se monitorizan en todas las regiones son los siguientes: temperatura, perfil de temperaturas, humedad en el aire, cantidad de precipitación, intensidad y dirección del viento, intensidad de radiación solar y frecuencia de formación de neblina (Sciences, s.f.); dependiendo de la región o país en donde se realizan estas mediciones estos parámetros pueden cambiar sus rangos de medición o aumentar otras variables (Unidas, s.f.).

Finalmente, la situación de ruido puede ser definida como la incidencia sonora en alguna región o un punto determinado de una región. Los factores que permiten evaluar un ruido son la magnitud del nivel sonoro, cantidad y altura de niveles máximos, frecuencia de los ruidos, intervalos entre ruidos, cantidad y tipos de fuentes sonoras. Las normativas correspondientes sobre exposición a niveles de ruido toman en cuenta el nivel de presión acústica ponderada que es medida en decibelios y consta de límites en ciertas zonas donde no se puede exceder el nivel de ruido fijado (Sciences, s.f.).

DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES AMBIENTALES

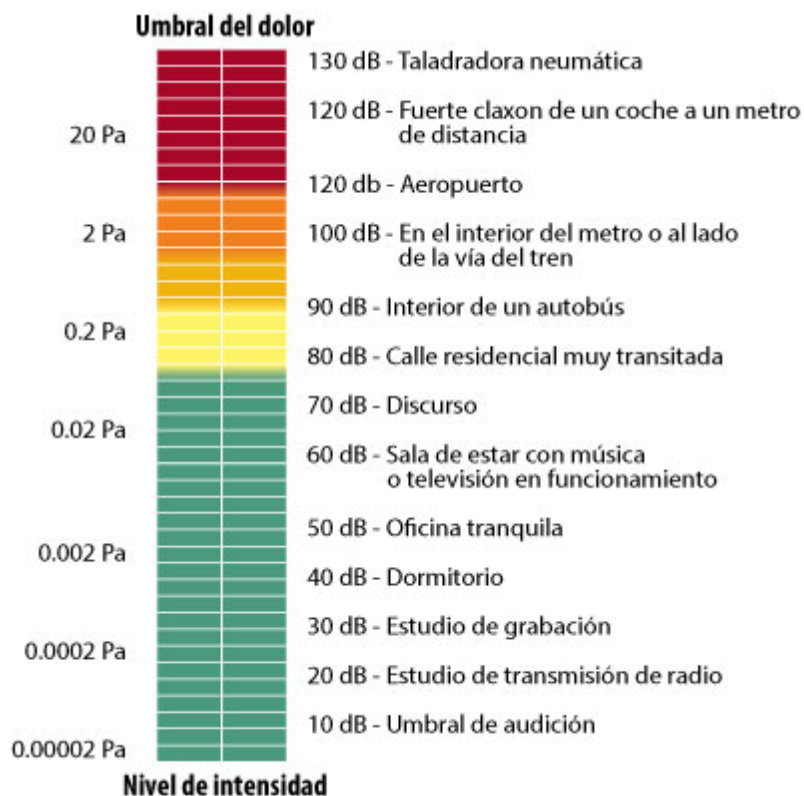
La temperatura es la magnitud que permite expresar el grado de calentamiento o enfriamiento que existe entre dos cuerpos. La temperatura se mide en grados centígrados (°C) o grados Fahrenheit (°F) (Freddy Garzón, 2012). En el Ecuador se han producido cambios en la temperatura ambiente promedio durante los últimos años, estas oscilan alrededor de los 0.5 °C y 1.6 °C (Yates, 2013). Sangolquí, posee un clima subtropical de tierras altas, cuyas temperaturas promedio están entre 10 y 29°C, sin embargo, en los meses de julio y agosto se registran las mayores temperaturas (Danny Hernández, 2017). Por otro lado, humedad relativa es la medición de las partículas de vapor de agua en la atmósfera, esta aumenta cuando el aire se enfría o cuando

se agrega vapor de agua al aire. Puede llegar a su punto máximo durante las noches o cuando existe presencia de lluvias, y mínimo al medio día cuando existe mayor cantidad de sol; también sigue un comportamiento inverso al de la temperatura del aire, al aumentar la temperatura del aire, la humedad relativa disminuye y viceversa (Jaramillo, 2005).

La presión atmosférica es una magnitud que indica la presión que ejerce la atmósfera de la tierra sobre todos los objetos que encuentran dentro de ella. La presión atmosférica varía dependiendo de la altitud, es decir, a mayor presión atmosférica menor altitud y viceversa (Asociados, 2005). Los valores de presión atmosférica son variables y esto depende de las condiciones meteorológicas, una presión más baja de lo habitual son pronósticos de mal tiempo, es decir lluvia. En el Ecuador, específicamente en la ciudad de Quito se tiene una presión atmosférica promedio de 715 hPa (Exa, 2013). Por otro lado, la presión acústica o nivel de presión sonora es el resultado de las variaciones de presión que producen las ondas de sonido al estar en contacto con el aire, este nivel se mide en decibelios. La presión mínima que las personas pueden oír se conoce como umbral auditivo; mientras que el nivel máximo que se pueden llegar a soportar se conoce como umbral de dolor (Ecophon, s.f.). En la Figura 22 se observa la relación entre presión y presión acústica generada por diferentes fuentes de ruido.

Figura 22

Escala de nivel de presión acústica



Nota. Tomado de Musiki. (25 de 07 de 2019). Musiki. Obtenido de [http://musiki.org.ar/NPS_\(nivel_de_presi%C3%B3n_sonora\)](http://musiki.org.ar/NPS_(nivel_de_presi%C3%B3n_sonora)).

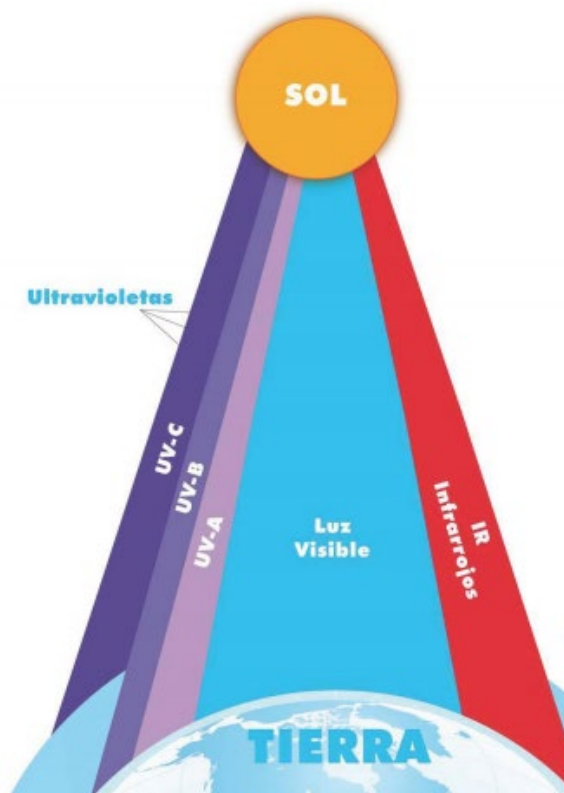
El campo magnético terrestre se genera por las corrientes del núcleo interno, estas componentes forman un dipolo parecido a un imán de barra. Los polos geográficos difieren de los polos magnéticos terrestres por lo que el norte geográfico corresponde al sur magnético y viceversa (Helguera, 2005). Además de las fuentes electromagnéticas producidas por la tierra, el hombre ha generado con los años varias fuentes que producen variaciones en el campo magnético como lo son la red móvil, la red de transferencia eléctrica entre otras (OMS, Organización Mundial de la Salud, s.f.). El campo magnético de la tierra se encuentra alrededor

de 20 a 70 uT, sin embargo las corrientes inducidas por la red eléctrica pueden variar de 0.1 a 100 uT y junto a un teléfono móvil se encuentra alrededor de 100 uT (Aplicada, 2008).

Por otro lado, el sol es una fuente que emite luz, calor y radiación hacia la tierra; y la radiación que es transmitida hacia la tierra está dividida en tres componentes: rayos ultravioletas, luz visible y rayos infrarrojos como se observa en la Figura 23 (Cañarte, 2010). La radiación ultravioleta (UV), es la energía electromagnética emitida por fuentes que generan longitudes de onda menores a las del espectro visible y mayor que las generadas por rayos X; es decir alrededor de 100 y 360 nm (EcuRed, 2013).

Figura 23

Fuentes Emitidas por el sol hacia la tierra.



Nota. Tomado de Cañarte, K. (2010). Radiación Ultravioleta y su Efecto en la Salud. Guayaquil: UNEMI.

Cuando los rayos UV atraviesan la atmósfera, el ozono, oxígeno, vapor de agua y dióxido de carbono absorben toda la radiación UVC, un 90% de la UVB y la UVA en una medida mucho menor; por esta razón la radiación UV que llega a la superficie terrestre está compuesta en su mayoría de rayos UVA y una pequeña parte de rayos UVB. El índice UV es una medida de la cantidad de radiación UV solar en la superficie de la tierra. Esta medida se expresa desde uno que es bajo, hasta mayor que once que significa peligrosamente alto como se observa en la Tabla 1 (Cañarte, 2010).

Tabla 1

Índice de radiación ultravioleta

Categorías de exposición a la radiación UV	
Categoría de exposición	Intervalo de valores del IUV
Baja	< 2
Moderada	3 a 5
Alta	6 a 7
Muy alta	8 a 10
Extremadamente alta	11 +

Nota. Tomado de Cañarte, K. (2010). *Radiación Ultravioleta y su Efecto en la Salud*. Guayaquil: UNEMI.

Así también, La luz es la radiación electromagnética emitida o reflejada por los cuerpos y sus longitudes de onda se encuentra entre 380 y 780 nm. La luminancia es la cantidad de intensidad luminosa que emite una fuente sobre una superficie determinada y se mide en lux. El confort visual es un equilibrio entre la naturaleza, estabilidad y cantidad de luz en relación con las exigencias visuales requeridas para realizar una tarea. Existen varias fuentes que emiten luz, una de ellas es el sol que actúa como fuente de luz natural, sin embargo, en edificaciones y exteriores se utilizan fuentes de luz externas como lámparas para generar un confort visual a las personas que transitan o realizan una actividad. Existen niveles mínimos y máximos de iluminación dependiendo de las actividades o necesidades de las personas, como se observa en la Tabla 2, se tienen los niveles mínimos de iluminación dependiendo de las exigencias visuales (Fremap, s.f.).

Tabla 2

Niveles mínimos de iluminación

Zona o parte del lugar de trabajo	Nivel mínimo de iluminación (Lux)
Zonas donde se ejecutan tareas con:	
Bajas exigencias visuales	100
Exigencias visuales moderadas	200
Exigencias visuales altas	500
Exigencias visuales muy altas	1000
Áreas o Locales de uso ocasional	50
Áreas o Locales de uso habitual	100
Vías de circulación de uso ocasional	25
Vías de circulación de uso habitual	50

Nota. Tomado de Fremap. (s.f.). Recomendaciones básicas sobre iluminación. España: Área de prevención.

Finalmente, el dióxido de carbono (CO_2) es un gas incoloro y denso que se encuentra en la composición de la troposfera. Este gas se relaciona con varios procesos naturales como la fotosíntesis, fermentación, respiración y putrefacción. Actualmente este gas se encuentra en una proporción de 350 ppm en la troposfera (Linde, s.f.). En los procesos naturales como la fotosíntesis el dióxido de carbono reacciona con el agua y la radiación solar para transformarlo en energía y liberar oxígeno. El dióxido de carbono dentro del cuerpo humano está siempre en circulación y su proporción se encuentra alrededor de 50 y 60 % del volumen de la sangre venosa; y se llega a respirar más de 700 g durante la respiración diaria (Puig, s.f.).

DISPOSITIVOS PARA MEDICIÓN DE VARIABLES AMBIENTALES

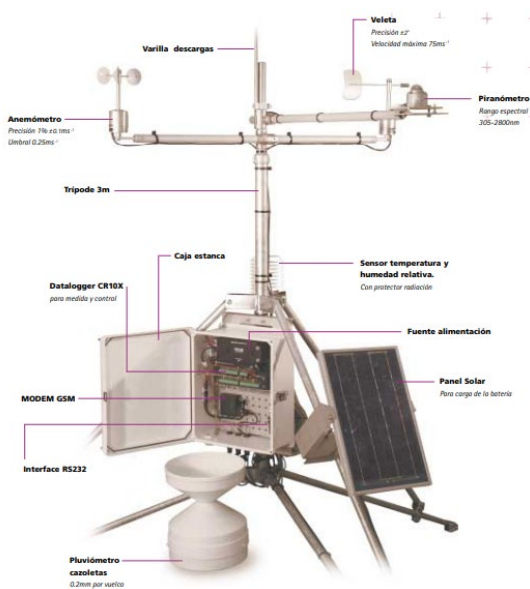
La medición de variables ambientales puede realizarse mediante una serie de equipos especializados dependiendo de la aplicación y calidad de datos que se requieran. Entre los dispositivos para realizar estas medidas se pueden encontrar equipos de medición portátiles o fijos. Los principales equipos que se utilizan para la medición ambiental son las estaciones meteorológicas, siendo muy para la medición. Sin embargo, los dispositivos portátiles ayudan en gran medida a tener una mayor cobertura en ciertas zonas donde las mediciones de las estaciones meteorológicas no entregan una lectura real de los datos. A continuación, se presentan las descripciones de los principales dispositivos fijos y portátiles que se utilizan para la medición de variables ambientales.

DISPOSITIVOS FIJOS

Existen diversos tipos de dispositivos para el sensado de variables medioambientales, siendo de los más utilizados las estaciones meteorológicas. En el mercado se pueden encontrar estaciones con diferentes características dependiendo de la aplicación requerida. Estas estaciones poseen características como robustez, bajo consumo y medidas fiables gracias a la calibración de los dataloggers que se encuentran en el procesador de los dispositivos. Estas plataformas pueden realizar mediciones de temperatura del aire, suelo y agua; humedad relativa, precipitación, presión barométrica, humedad del suelo, calidad del aire, velocidad del viento, dirección del viento, radiación solar entre otras variables. Un ejemplo de estos dispositivos es la estación meteorológica que se observa en la Figura 24. Esta puede ser utilizada para investigación climática, sistemas de calidad de aire o estudios ambientales y de estructuras (Scientific, s.f.).

Figura 24

Estructura de la estación meteorológica Campbell



Nota. Tomado de Scientific, C. (s.f.). *Estaciones Meteorológicas*. Barcelona: Campbell Scientific Spain S.L.

Así también, existen equipos que permiten la medición de variables ambientales en entornos residenciales. Estos dispositivos son utilizados actualmente en casas inteligentes y oficinas para medir la calidad del ambiente de las personas. Un ejemplo es la estación meteorológica que se puede observar en la Figura 25. Esta estación consta de 3 pantallas en las cuales se puede visualizar las mediciones de la estación, permite la medición de temperatura interior y exterior, medición del velocidad y dirección del viento, humedad interior y exterior, presión atmosférica y pluviometría. También consta de una interfaz inalámbrica para la comunicación hacia los dispositivos de visualización y un módulo solar para la alimentación de las baterías (Intruments, s.f.).

Figura 25

Estación meteorológica PCE-FWS 20N-2



Nota. Tomado de Intruments, P. (s.f.). *Estación meteorológica PCE-FWS 20N-2.* Obtenido de PCE: https://www.pce-instruments.com/espanol/instrumento-medida/medidor/estacion-meteorologica-pce-instruments-estacion-meteorologica-pce-fws-20n-2-det_5892845.htm?_list=kat&_listpos=3.

Por otro lado, se han desarrollado dispositivos de medición ambiental para poder utilizarlos en diversas aplicaciones de agricultura. Como ejemplo el prototipo realizado por Andrés Fierro denominado “Diseño e implementación de un sistema de irrigación inteligente en la hacienda Cochicaranqui ubicada en el cantón Ibarra”. Este consta de una estación meteorológica que mide temperatura ambiental, humedad relativa, radiación solar y velocidad del viento; con el fin de generar un control predictivo para el sistema de riego dependiendo de las condiciones ambientales que se presentan en el lugar (Fierro, 2018).

DISPOSITIVOS PORTÁTILES

Los dispositivos que realizan la medición de variables ambientales cada vez permiten una mayor practicidad y se los puede encontrar en sistemas como relojes o celulares que pueden ser transportados de una manera más sencilla. Un ejemplo de estos dispositivos que se puede encontrar en el mercado es el reloj estación meteorológica Suunto Core Coral Crus el cual se observa en la Figura 26. Este reloj permite realizar mediciones de temperatura ambiental, presión, altitud e incorpora una brújula digital. Los rangos de medición son ideales para ambientes extremos como nevados (Suunto, s.f.).

Figura 26

Reloj estación meteorológica Suunto Core Coral Crus



Nota. Tomado de Suunto. (s.f.). Suunto. Obtenido de <https://www.suunto.com/es-es/Productos/Relojes-deportivos/Suunto-Core/Suunto-Core-Coral-Crush/>.

Otro de los dispositivos que se puede encontrar es la estación meteorológica que se observa en la Figura 27. Esta estación posee un anemómetro que permite medir la velocidad del viento lo cual es muy utilizado por deportistas que realizan actividades como el windsurf, así como también permite medir temperatura ambiental, presión, altitud y posee brújula (Meteorológica, 2015). Finalmente, la estación meteorológica Winbang permite realizar la medición de temperatura, humedad y muestra a los usuarios pronósticos del tiempo tomando en cuenta patrones del sol. Este dispositivo puede ser llevado como llavero debido a su practicidad y tamaño compacto (Winbang, s.f.).

Figura 27

Estación Pyle PSWWM90



Nota. Tomado de Meteorológica, C. y. (14 de 12 de 2015). Las mejores estaciones meteorológicas portátiles. Obtenido de METEOCULTURA: <https://estaciondemeteorologia.com/las-mejores-estaciones-meteorologicas-portatiles-para-hacer-sky-y-deportes-de-al-aire-libre-pesca-caza-montanismo/>.

RELACIÓN ENTRE FISIOLÓGÍA Y MEDIO AMBIENTE

Según la Organización Mundial de la Salud, un medio ambiente saludable permite mantener el equilibrio entre la salud y el desarrollo humano. Los peligros medioambientales representan aproximadamente una cuarta parte de las defunciones mundiales que ascienden aproximadamente a 13 millones por año. La contaminación atmosférica es uno de los mayores riesgos ambientales que afectan a la salud, provocando cerca de 7 millones de defunciones prevenibles alrededor del mundo.

El cambio climático está provocando un aumento en las olas de calor, sequías, grandes precipitaciones, modificando la transmisión de varias enfermedades y por lo tanto afecta

directamente a la salud (OMS, Salud, medio ambiente y cambio climático , 2018). En los países industrializados el 20% de la incidencia total de enfermedades está relacionada con el medio ambiente y el cambio climático. Las enfermedades respiratorias como el asma y algunas alergias se relacionan directamente con la contaminación del aire ya sea en ambientes internos o externos.

AFECTACIONES PRODUCIDAS POR EL MEDIO AMBIENTE EN LA SALUD

Las temperaturas extremas como olas de calor o frío se asocian con un aumento de mortalidad general provocando en su mayoría enfermedades cardiovasculares y respiratorias. En situaciones de calor extremo y humedad alta el cuerpo requiere trabajar de forma más intensa para poder mantener la temperatura normal (Marcos, 2005).

Así también la exposición a la radiación UV prolongada puede provocar efectos agudos y crónicos en la piel, ojos y sistema inmunológico. Algunas quemaduras se producen por sobredosis a una corta exposición de rayos UV, estas son conocidas como lesiones agudas inflamatorias en el cutis. La exposición crónica a rayos UVB induce a la creación de carcinomas cutáneos por la afectación del ADN y la interferencia con los mecanismos moleculares o inmunológicos que permiten su reparación. El sistema inmunológico también se ve afectado por la exposición baja de rayos UV, produciendo alteraciones sistémicas con un efecto inmunodepresor ante diversos antígenos. Como se observa en la Tabla 3, el INHAMI posee una tabla referencial en donde se observa el índice UV en relación con el tiempo de exposición y las recomendaciones que proveen para evitar problemas relacionados con los rayos UV (Cañarte, 2010).

Tabla 3

Relación entre índice UV y tiempos de exposición en el Ecuador

ÍNDICE UV	CALIFICACIÓN	EXPOSICIÓN	PROTECCIÓN
1 – 3	Muy bajo	Piel blanca: 1 hora Piel trigueña: 4 horas	Protector solar, gorra.
4 – 5	Bajo	Piel blanca: 20 minutos Piel trigueña: 1 hora	Protector solar, gorra, gafas.
6 – 7	Moderado	Piel blanca: 15 minutos Piel trigueña: 30 minutos	Protector solar, gorra, gafas, ropa cubierta.
8 – 10	Alto	Piel blanca: 10 minutos Piel trigueña: 24 minutos	Protector solar, gorra, gafas, ropa cubierta.
11 – 15	Muy alto	Piel blanca: 5 minutos Piel trigueña: 15 minutos	Protector solar, gorra, gafas, ropa cubierta.
> 16	Extremo	Piel blanca: < 5 minutos Piel trigueña: 10 minutos	Protector solar, gorra, gafas, ropa cubierta.

Nota. Tomado de Cañarte, K. (2010). *Radiación Ultravioleta y su Efecto en la Salud*. Guayaquil: UNEMI.

Por otro lado, la concentración de CO₂ y otros gases permiten determinar la calidad del aire en espacios interiores y exteriores. La concentración de CO₂ se encuentra alrededor de 360 ppm y 700 ppm en ciudades. También, en los interiores se recomienda un valor de 1000 y en oficinas un valor máximo de 1500. (Pce, s.f.) El CO₂ se vuelve perjudicial en una proporción mayor a las 50000 ppm provocando asfixia, sin embargo con concentraciones entre 800 y 2000 se producen molestias como dolor de cabeza, cansancio, pérdida de concentración y poco rendimiento en el ambiente laboral (Geoambiental, s.f.).

Así también los campos magnéticos de baja frecuencia producen la inducción de corrientes que circulan en el organismo. Si el campo magnético es suficientemente intenso puede llegar a estimular los nervios y músculos o afectar a otros procesos biológicos. El principal efecto que producen los campos magnéticos de radiofrecuencia en un organismo es el calentamiento, efecto utilizado para el calentamiento de alimentos en un horno microondas. Sin embargo las intensidades a las que se encuentran expuestas las personas debido a las diferentes fuentes de radiación electromagnética no han permitido observar alguna afectación a corto plazo pero se continúa investigando varios efectos a largo plazo (OMS, World Health Organization, s.f.).

La iluminación inadecuada puede provocar fatiga ocular, cansancio, dolor de cabeza estrés y varios accidentes laborales debido al deslumbramiento. El deslumbramiento es el límite de equilibrio luminotécnico que se produce cuando las fuentes de luz que llegan al campo visual es muy elevada. El efecto más conocido que produce una iluminación deficiente es el Síndrome de Fatiga Visual, el cual afecta al 75% de usuarios de ordenador (Rodríguez, 2014). Existen varias normativas que indican los niveles de iluminación recomendados dependiendo del lugar o actividad a la que se someten las personas. En la Tabla 4 se observan los niveles mínimos de iluminación para algunas actividades.

Tabla 4*Niveles de iluminación recomendados*

Áreas y clases de local	Mínimo (Lux)	Óptimo (Lux)	Máximo (Lux)
Viviendas			
Dormitorios	100	150	200
Cuartos de estar	200	300	500
Cocinas	100	150	200
Cuartos de trabajo o estudio	300	500	750
Zonas Generales de Edificios			
Zonas de circulación y pasillos	50	100	150
Escaleras, roperos, lavabos, almacenes y archivos	100	150	200
Centros docentes			
Aulas y laboratorios	300	400	500
Bibliotecas y salas de estudio	300	500	750
Oficinas			
Oficinas, mecanografiado, salas de proceso, conferencia	450	500	750
Grandes oficinas, CAD, CAM, CAE	500	750	1000
Comercios			
Comercio tradicional	300	500	750

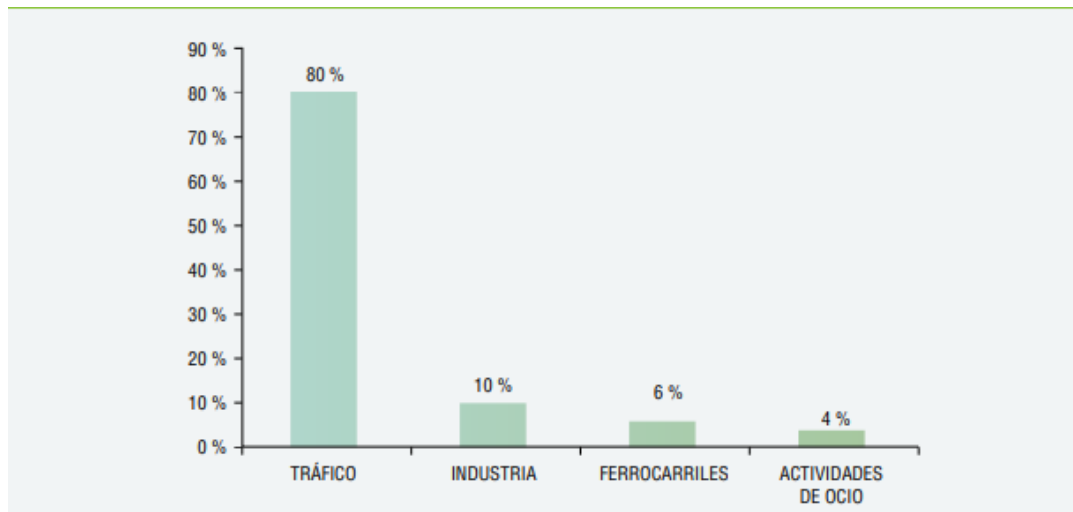
Áreas y clases de local	Mínimo (Lux)	Óptimo (Lux)	Máximo (Lux)
Grandes superficies, supermercados, muestras	500	750	1000
Industria			
Trabajos con requerimientos visuales limitados	200	300	500
Trabajos con requerimientos visuales normales	500	750	1000
Trabajos con requerimientos visuales especiales	1000	1500	2000

Nota. Tomado de Ledbox. (2015). LEDBOX. Obtenido de <https://blog.ledbox.es/informacion-led/niveles-recomendados-lux>

El ruido se ha convertido en uno de los problemas más relevantes de los últimos años y es considerado como un tipo de contaminación ambiental. Según algunas investigaciones internacionales la principales fuentes de ruido se pueden observar en la Figura 28 y en donde identifica que el ruido producido por el tráfico es el mayor (Osman, s.f.).

Figura 28

Principales fuentes de ruido ambiental.



Nota. Tomado de Osman. (s.f.). *Ruido y Salud. Andalucía: Junta de Andalucía.*

La OMS indica cuales son los principales efectos producidos por una exposición al ruido entre los cuales destaca la pérdida de audición, sin embargo, existen afectaciones que también involucran a las funciones fisiológicas, como la hipertensión y efectos en el sistema cardiovascular; aunque en investigaciones se ha demostrado que existe una influencia pequeña a grandes exposiciones, esta puede aumentar dependiendo de las personas y la incidencia de ruido.

Otro de los problemas que provoca el ruido ambiental están relacionados con el estrés, problemas de sueño y algunos efectos en el rendimiento diario (México, s.f.). Según la Norma Técnica Ecuatoriana para el control de ruido, los límites permitidos según el uso de suelo se muestran en la Tabla 5 (Ambiente M. d., s.f.).

Tabla 5

Niveles máximos de ruido ambiental según la zona

TIPO DE ZONA SEGÚN USO DE SUELO	NIVEL DE PRESIÓN SONORA EQUIVALENTE NPSf [dB(A)]	
	DE 06H00 A 20H00	DE 20H00 A 06H00
Zona hospitalaria y educativa	45	35
Zona Residencial	50	40
Zona Residencial mixta	55	45
Zona Comercial	60	50
Zona Comercial mixta	65	55
Zona Industrial	70	65

Nota. Tomado de Ambiente, M. d. (s.f.). *Norma técnica para el control de la contaminación por ruido.* Ecuador: Gobierno del Ecuador.

DISPOSITIVOS DE SENSADO AMBIENTAL Y FISIOLÓGICO

Existen varios dispositivos personales que permiten la medición de algunas variables ambientales y fisiológicas simultáneamente. Entre estos dispositivos se encuentran los smartwach o fitbands que son dedicados para el uso cotidiano. Estos permiten medir la actividad física que se realiza diariamente o son utilizados para conocer datos como la calidad del sueño de una persona.

El Apple Watch series 5 es un dispositivo de uso personal lanzado el año 2019 por la empresa Apple. Entre las principales características de este dispositivo se encuentra un sensor de luz que permite mantener la pantalla del dispositivo siempre encendida y adaptando el brillo

dependiendo de la luz que se encuentra en el ambiente en ese momento. Otra característica importante que entrega este dispositivo es la medición de ruido ambiental, entregando alertas si existe una exposición a ruido muy alta donde se encuentra la persona (Penalva, 2019). Finalmente este dispositivo permite realizar una medición del ritmo cardiaco del usuario para poder valorar la actividad física que se realiza diariamente (Apple, 2019).

Así también, la Microsoft band 3 fue presentada en el año 2018, sin embargo, no llegó a los mercados del mundo debido a problemas de innovación que se requería para pasar de un band 2 a la que hablamos actualmente. Esta banda tiene sensores muy importantes a tomar en cuenta, como los siguientes: sensor de ritmo cardíaco, acelerómetro, giroscopio, sensor de luz ambiental para la regulación de brillo, sensor de temperatura cutánea, sensor de radiación UV, micrófono y barómetro. Con este conjunto de sensores se pretendía poder medir presión arterial, niveles de estrés, respiraciones por minuto e incluso la temperatura del cuerpo (Algar, 2018).

Finalmente, el trabajo realizado por Mónica Tapia en su proyecto de investigación denominado “Identificación de la concentración de dióxido de carbono (CO₂) en lugares de trabajo y su relación con la variabilidad del ritmo cardiaco en personas, mediante el uso de una red de sensores inalámbricos en la Universidad de las Fuerzas Armadas”; se realiza la medición de dióxido de carbono en interiores como oficinas o lugares de trabajo y se mide la variabilidad del ritmo cardiaco en personas de la Universidad de las Fuerzas Armadas con el fin de observar alguna relación entre estas variables ambientales y fisiológicas (Tapia, 2018).

CAPÍTULO III

DISPOSITIVO DE REGISTRO DE VARIABLES FISIOLÓGICAS.

INTRODUCCIÓN.

En este capítulo se presenta el diseño e implementación de un sistema portátil que permite obtener las medidas de variables fisiológicas. Este dispositivo se basa en algunos prototipos realizados en trabajos de investigación previos del grupo de investigación Bio4Tech perteneciente al Departamento de Eléctrica y Electrónica, siendo los más referidos el electrocardiógrafo portátil realizado por Juan Arias (Arias, 2018) y el sistema de simulación de comportamiento de un robot mediante mediciones cardiovasculares realizado por Lorena Oscullo (Oscullo, 2018).

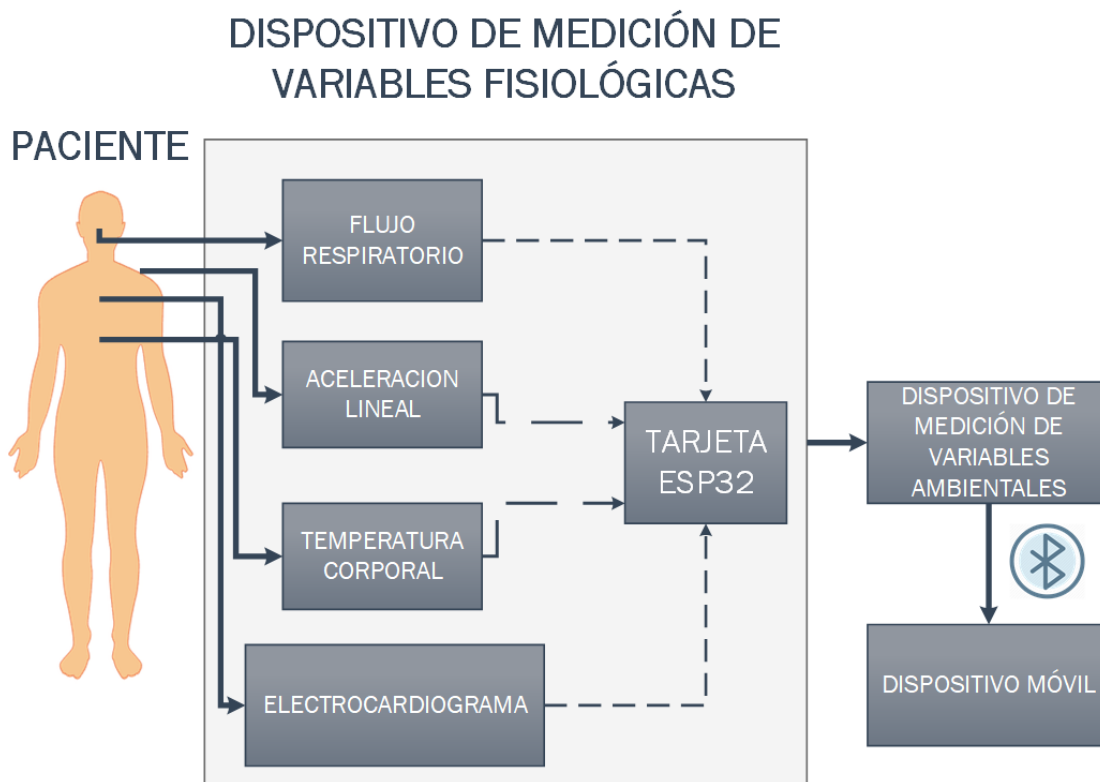
El dispositivo diseñado está compuesto por la medida de las señales de electrocardiograma (ECG), flujo respiratorio (FLW), temperatura y movimiento corporal. Para el procesamiento digital, se usa una tarjeta de adquisición ESP32, la cual permite el registro de las señales fisiológicas antes mencionadas y el procesamiento para la detección de los puntos máximos de las señales ECG y FLW logrando obtener los estadísticos de latidos y respiraciones por minuto del paciente. Adicional, la tarjeta permite la medición de los sensores de temperatura y movimiento y se procede a grabarlos dentro de una memoria SD junto con la señal electrocardiográfica y de flujo respiratorio.

Los datos adquiridos por el sistema de registro fisiológico se envían de forma serial cableada al dispositivo de registro de variables medioambientales, el cual permite centralizar todos los datos del sistema. Finalmente, los datos se transmiten mediante bluetooth al dispositivo móvil del usuario para poder visualizar las variables en la aplicación Android diseñada. En la Figura 29 se observa el diagrama de bloques correspondiente al dispositivo de medición de variables

fisiológicas, en donde se indican las señales adquiridas, así como la interconexión realizada para centralizar y enviar todos los datos al dispositivo móvil.

Figura 29

Diagrama de Bloques del dispositivo de medición fisiológico

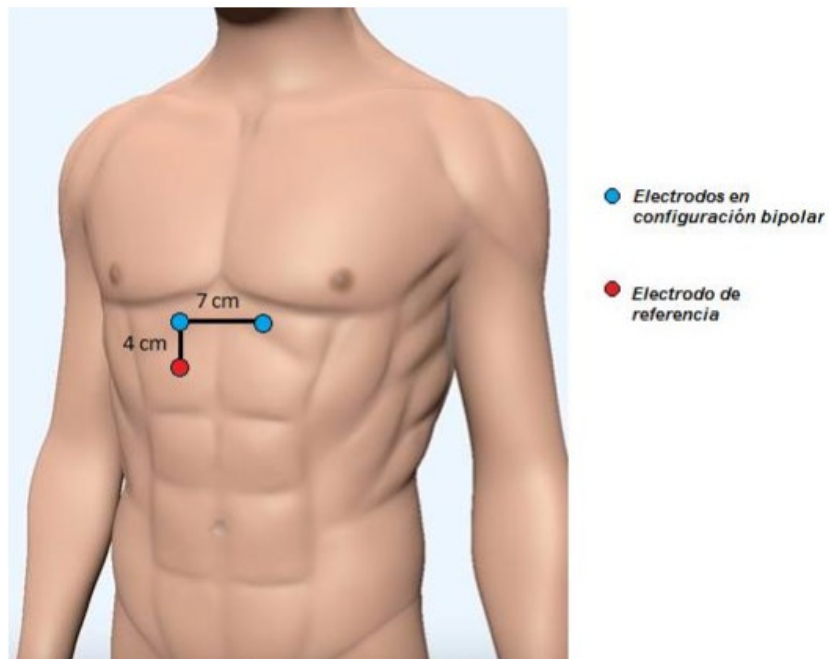


SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG

El circuito correspondiente al sensado del ECG permite la adquisición de las señales eléctricas producidas por el corazón. Para esto se requieren electrodos superficiales como sistema de transducción. Los electrodos superiores se encuentran en configuración bipolar, mientras que el tercer electrodo es el de referencia; estos se ubican en la posición mostrada en la Figura 30, de acuerdo a las recomendaciones realizadas en el trabajo de Juan Arias (Arias, 2018).

Figura 30

Ubicación de electrodos superficiales



Nota. Tomado de Arias, J. (2018). Diseño e implementación de un dispositivo portátil para la detección de arritmias cardiacas en base al sensado y análisis de la señal ECG. Sangolquí: Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

Para el correcto acondicionamiento y posterior registro de la señal, se requieren de varias etapas de procesamiento analógico. Por esta razón, el circuito de instrumentación del ECG consta de las etapas de preamplificación, filtro pasa banda, amplificación, desplazamiento y acople de impedancias tal como se muestra en la Figura 31. Este acondicionamiento permite obtener una señal adecuada para ser registrada por medio el conversor análogo digital de la tarjeta ESP32.

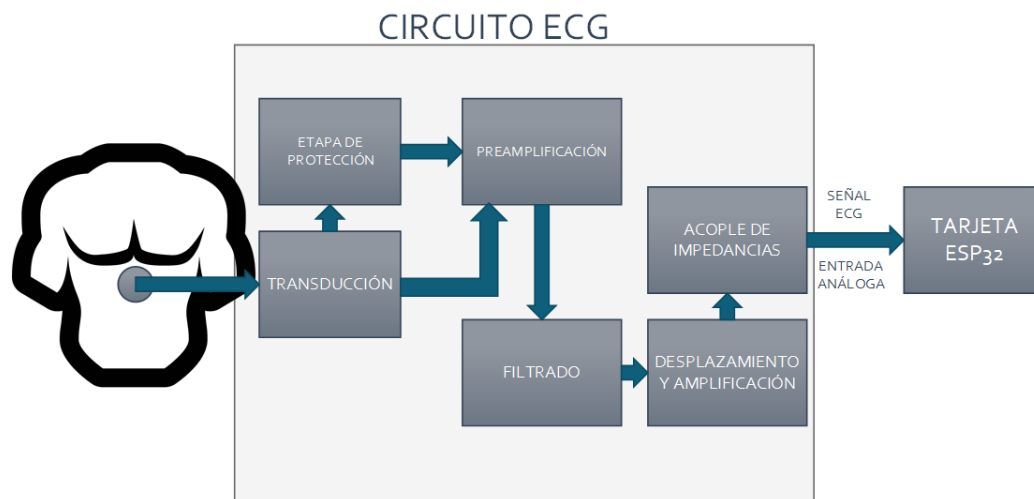


Figura 31. Diagrama de bloques circuito ECG

ETAPA DE PREAMPLIFICACIÓN ECG

Las señales eléctricas producidas por el corazón que son captadas por los electrodos de superficie poseen valores muy pequeños de voltaje, por lo cual requieren ser acondicionadas mediante un amplificador de instrumentación. Estos circuitos poseen características como: ganancia en modo común (CMRR) muy alta, impedancia de entrada muy alta y una impedancia de salida muy baja, por lo que son los más utilizados para aplicaciones de instrumentación biomédica (Moyano, 2005).

El amplificador de instrumentación seleccionado es el AD620 debido a que posee excelentes características para la adquisición de señales como el ECG. Sus principales características se pueden observar en la Tabla 6.

Tabla 6*Características del amplificador AD620*

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN AD620	
Voltaje máximo de polarización	$\pm 2.3 \text{ V}$ a $\pm 18 \text{ V DC}$
Rango de ganancia ajustable	1-1000
Frecuencia de trabajo	0-120 KHz
Rechazo en Modo común	100 Db
Número de pines	8 pines

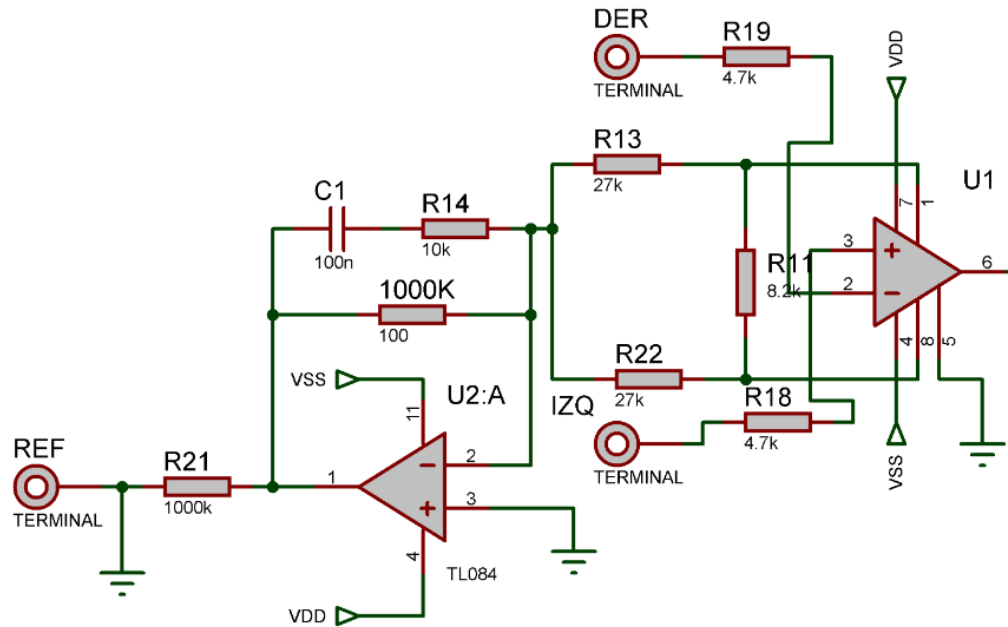
Nota. Tomado de *Devices, A. (1999). Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620.*

Analog Devices.

La hoja de información entregada por el fabricante del amplificador AD620, indica un circuito para el diseño de dispositivos ECG. Se recomienda usar una ganancia de 7 y se realiza una conexión de los electrodos en configuración bipolar. Por otro lado, se mantienen los valores de resistencias y capacitores del circuito original, sin embargo, se reemplaza el circuito integrado AD705J debido a la falta de continuidad del mismo, por un amplificador operacional TL084 en el circuito de protección del sistema. Finalmente, tomando en cuenta las consideraciones mencionadas anteriormente, en la Figura 32 se muestra el diagrama de preamplificación del circuito ECG.

Figura 32

Diagrama electrónico de la etapa de preamplificación y protección ECG



ETAPA DE FILTRADO ECG

Quando se realiza la amplificación de una señal eléctrica como la del corazón, se requiere de una etapa de filtrado, debido a que la etapa de preamplificación no solamente amplifica las señales del músculo cardíaco sino también amplifica el ruido en altas y bajas frecuencias.

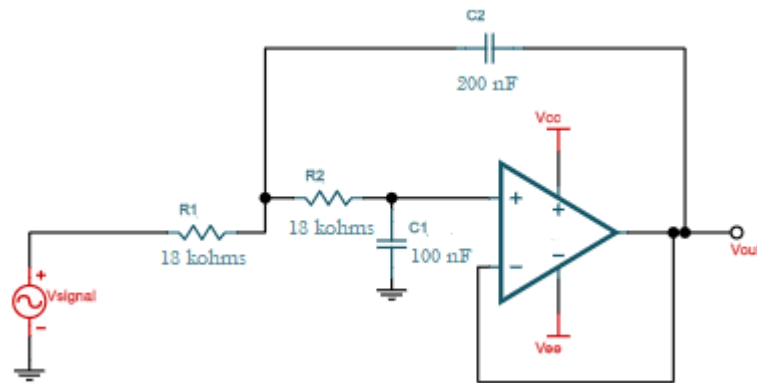
El rango de frecuencias que conforma un electrocardiograma va desde 0.05 Hz a 100 Hz, sin embargo, estos valores pueden ser modificados dependiendo de las aplicaciones a las que está destinado el circuito. En este caso al ser un dispositivo portátil se puede modificar el rango superior de frecuencia hasta los 40 Hz como en aplicaciones de Holter.

Para nuestro diseño se realizó un filtro pasa alto a una frecuencia de 0.5 Hz y un filtro pasa bajo a una frecuencia de 64 Hz. Siendo estos de tipo Butterworth, segundo orden con arquitectura Sallen Key, logrando de esta forma simplificar el número de componentes activos y pasivos del

circuito. Se utilizó la herramienta Filter Design Tool para obtener los componentes que más se acercaron a los valores comerciales de resistencias y capacitores. En la Figura 33 y la Figura 34 se observan los componentes de los filtros diseñados.

Figura 33

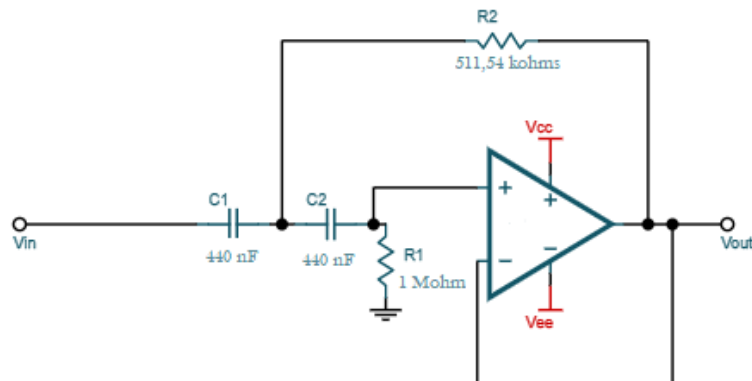
Componentes del filtro pasa bajo diseñado



Nota. Tomado de Instruments, T. (02 de 03 de 2020). Filter Design Tool. Obtenido de <https://webench.ti.com/filter-design-tool/design/15>.

Figura 34

Componentes del filtro pasa alto diseñado



Nota. Tomado de Instruments, T. (02 de 03 de 2020). Filter Design Tool. Obtenido de <https://webench.ti.com/filter-design-tool/design/15>.

De acuerdo a los cálculos realizados para la verificación de los filtros, estos nos indican que las señales mayores a 64 Hz y menores a 0.5 Hz se comienzan a atenuar a razón de 40 dB. Mientras que, los diagramas de fase, indican que el desfase de las señales se comienza a evidenciar a partir de la frecuencia de corte de cada filtro.

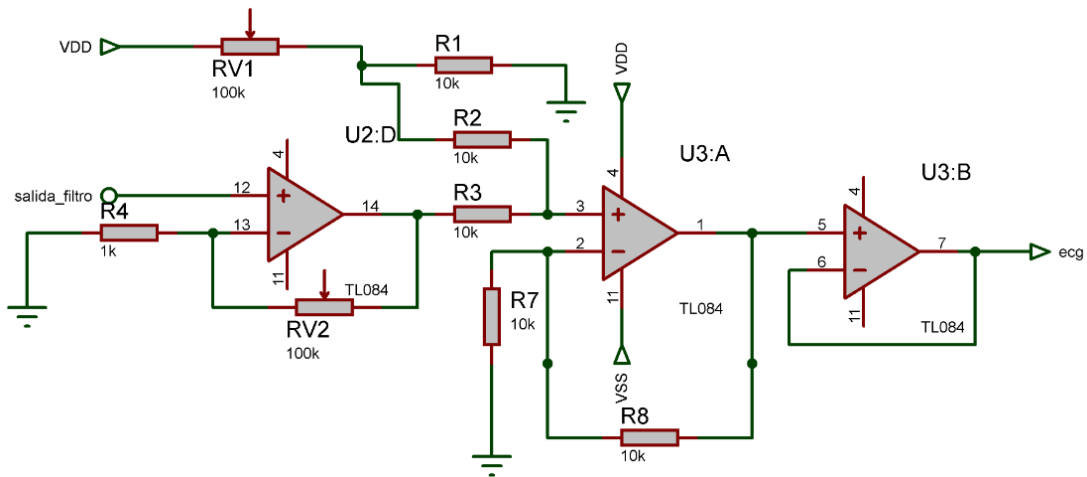
ETAPA DE AMPLIFICACIÓN Y ACONDICIONAMIENTO ECG

Una vez filtrada la señal, se procede a amplificarla y acondicionarla para que pueda ser recibida en su totalidad por el conversor análogo digital de la tarjeta de adquisición ESP32. La amplificación de la señal que se seleccionó es 65 para poder obtener valores de voltaje aproximados a 2 voltios. Debido a que la señal posee valores negativos, se introdujo un offset que le permite a la señal cambiar el nivel de referencia con el fin de que esta se encuentre en un rango de 0 a 3.3 voltios, mismo que es el requerido para poder leer los datos en la entrada análoga de la tarjeta de adquisición.

Finalmente, se incorpora un amplificador operacional en configuración Seguidor No Inversor el mismo que permite el acople de impedancias de la señal original para que no exista pérdidas al momento de ingresar a la entrada análoga de la tarjeta de adquisición ESP32. En la Figura 35 se observa el diagrama electrónico de la etapa de amplificación y acondicionamiento de la señal ECG.

Figura 35

Amplificación y acondicionamiento de la señal ECG



SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES FLW

El sistema de adquisición FLW permite obtener las señales de flujo respiratorio mediante los cambios de temperatura producidos durante las inhalaciones y exhalaciones de las personas. Los dispositivos que se utilizan para obtener estas señales son sensores de temperatura, los cuales se colocan dentro de las fosas nasales y exteriormente como referencia. Las señales de flujo respiratorio corresponden una por cada fosa nasal, por lo que se utilizan dos circuitos idénticos para poder adquirir estas señales y promediarlas dentro de la tarjeta de adquisición de datos.

Como se observa en la Figura 36, se utilizan cánulas para poder introducir los sensores de temperatura dentro de la nariz de los pacientes generando ligeramente una mayor comodidad que insertarlos directamente.

Figura 36

Paciente con cánulas nasales

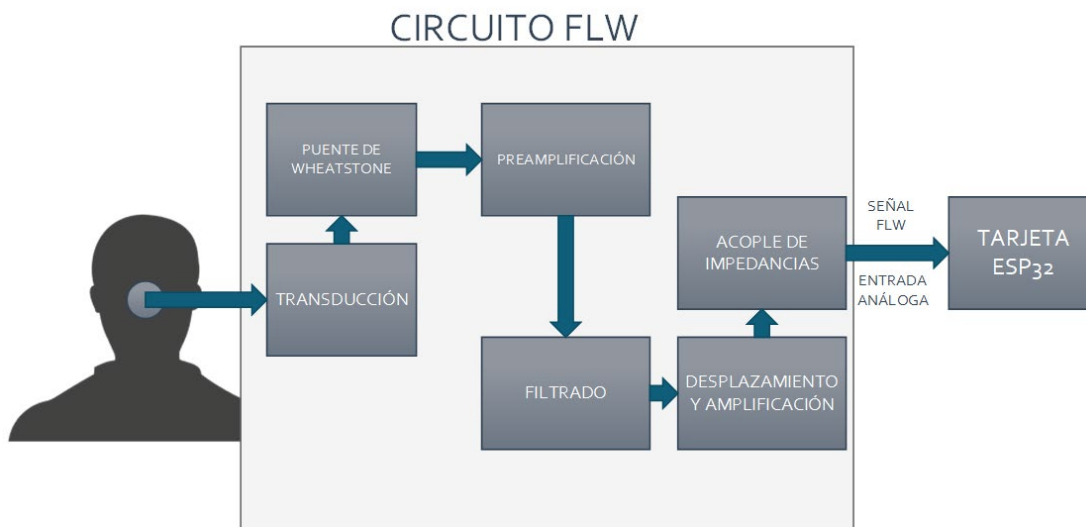


Nota. Tomado de Flexicare. (s.f.). Cánula Nasal Doble. Obtenido de <https://www.flexicare.com/product/canula-nasal-doble/?lang=es>.

De la misma manera que el sistema de adquisición ECG, este sistema requiere de varias etapas de procesamiento analógico que permiten la lectura de las señales dentro de la tarjeta de adquisición ESP32. Las etapas que conforman esta instrumentación análoga son: Puente de Wheatstone, preamplificación, filtrado, amplificación, desfase y acople de impedancias. En la Figura 37 se observa el diagrama de bloques del sistema de adquisición FLW. Este circuito se implementó de manera similar para ambas fosas nasales, por lo que solamente se hablará de un solo diseño.

Figura 37

Diagrama de bloques del circuito FLW



ETAPA DE TRANSDUCCIÓN Y PREAMPLIFICACIÓN

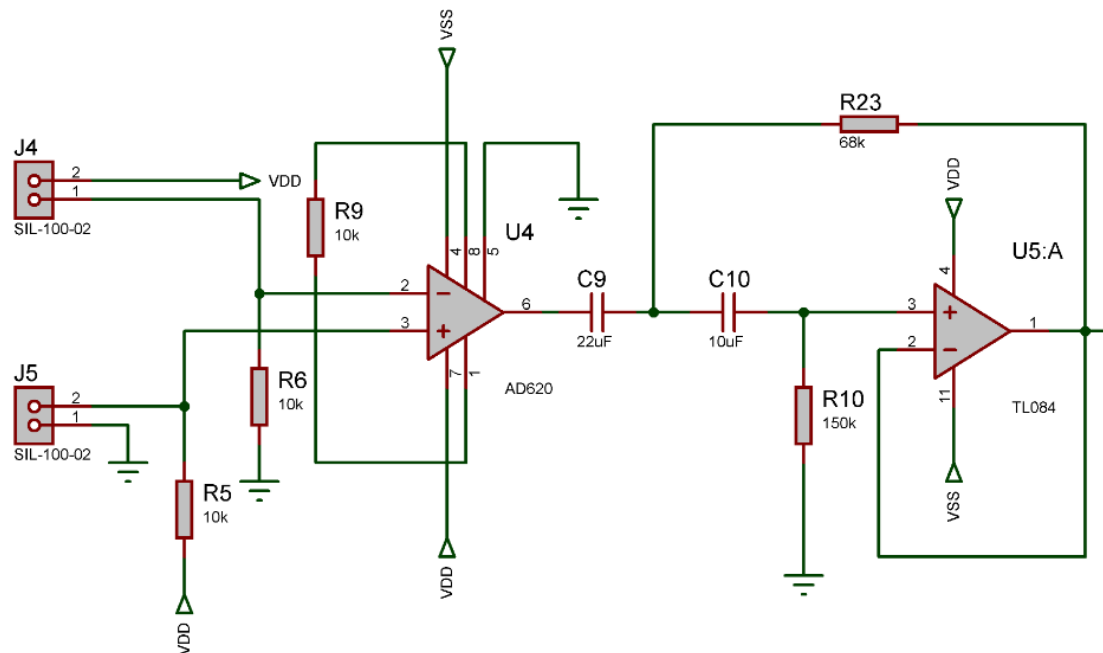
La primera etapa de la instrumentación del sistema FLW consta de un puente de Wheatstone conformado por dos termistores NTC de 10k, uno para cada fosa nasal. Adicional se usa otro termistor como referencia, colocándolo exteriormente y sin contacto con la piel para que no exista ningún tipo de influencia de la temperatura cutánea con la temperatura ambiente. Finalmente se utilizan dos resistencias de 10k para poder completar el puente de Wheatstone. Esta etapa permite obtener una variación de voltaje proporcional a la variación de resistencia del termistor nasal NTC que se produce durante las inspiraciones y espiraciones.

Posteriormente, el voltaje entregado por el puente de Wheatstone es pre amplificado mediante el amplificador de instrumentación AD620, considerando que el voltaje máximo medido durante la inspiración es de 0.12 V y el voltaje mínimo medido durante la espiración es de -0.03 V

(Celena Betancourt, 2018); por lo cual realizamos una pre amplificación de 1.5 a la señal. En la Figura 38 se presenta el diagrama de la etapa de transducción y preamplificación del circuito FLW.

Figura 38

Diagrama de pre amplificación del circuito FLW

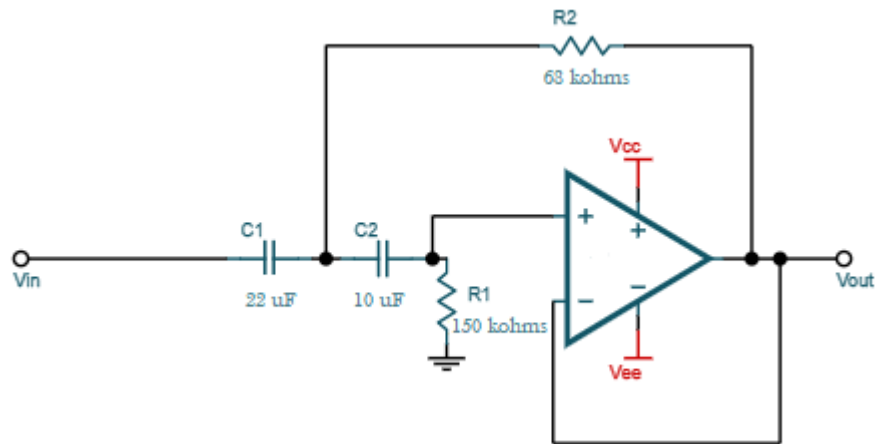


ETAPA DE FILTRADO FLW

. El filtro que se diseñó para el sistema de adquisición FLW es un pasa alto con una frecuencia de corte de 0.1 Hz, debido a que se requieren eliminar las componentes de frecuencias más bajas. Considerando que la señal no posee componentes en altas frecuencias, no fue necesario realizar un filtrado pasa bajo para este circuito. El filtro fue diseñado mediante el software Filter Design Tool tomando en cuenta las mismas consideraciones que se mencionaron en el filtrado para el circuito ECG. En la Figura 39 se observa el filtro pasa alto diseñado para el sistema de medición FLW.

Figura 39

Filtro pasa alto diseñado en Filter Design Tool



Nota. Tomado de Instruments, T. (02 de 03 de 2020). *Filter Design Tool*. Obtenido de <https://webench.ti.com/filter-design-tool/design/15>.

Los cálculos respectivos indica que las frecuencias menores a 0.1 Hz se atenúan a razón de 40 dB, mientras el cálculo de fase indica que en la frecuencia central no existe ningún desfase que produzca alteraciones en la señal de flujo respiratorio.

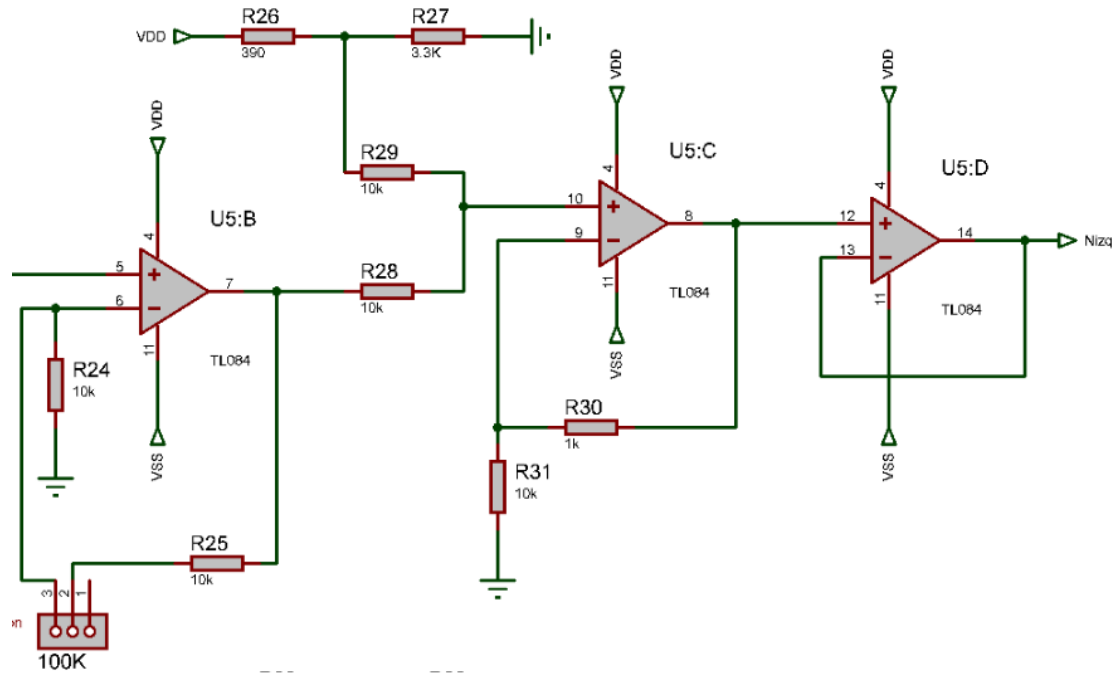
ETAPA DE AMPLIFICACIÓN Y ACONDICIONAMIENTO FLW

De igual forma que en el diseño realizado para el sistema ECG, se procedió a realizar una amplificación y acondicionamiento para que la señal pueda ser recibida en su totalidad por el conversor análogo digital de la tarjeta ESP32. La amplificación de la señal FLW seleccionada es de 20 y se incorporó un offset a 1.5 V mismo que le permite a la señal cambiar el nivel de referencia con el fin de que se encuentre en un rango de 0 a 3.3 voltios.

Finalmente se incorpora un seguidor de tensión que permite el acople de impedancias de la señal cuando se conecte a la tarjeta ESP32. En la Figura 40 se observa el diagrama electrónico de la etapa de amplificación y acondicionamiento de la señal FLW.

Figura 40

Diagrama electrónico del circuito de amplificación y acondicionamiento FLW



MOVIMIENTO CORPORAL

Se define el movimiento corporal como el desplazamiento del cuerpo o de un segmento del mismo en un espacio determinado, siendo el principal involucrado en el movimiento los músculos y articulaciones corporales. Para poder medir el movimiento que realiza una persona se utilizan sensores de unidad de medición inercial (IMU) los cuales son muy utilizados en aplicaciones de robótica para la medida de aceleración y posicionamiento (Devices, 2013). En este caso en particular, la medición de aceleración lineal en los ejes x, y, z permite obtener los datos del movimiento efectuado por la persona.

Para nuestra aplicación fue seleccionado sensor el BNO05 el cual es un sistema compuesto por acelerómetro, magnetómetro y giroscopio de 9 grados de libertad (Bosch, s.f.).

Este sensor permite identificar movimientos lineales, rotacionales y cambios en el campo magnético en los tres ejes. Este dispositivo se comunica a través del puerto I2C para el envío de datos hacia la tarjeta ESP32. En la Tabla 7 se puede observar algunas de las características del sensor BNO055.

Tabla 7

Características del sensor BNO055

Sensor BNO055	
Fabricante:	BOSCH
Voltaje de Alimentación:	3.3 V a 5 V
Tipo de sensor:	Encapsulado
Comunicación:	I2C
Rango de medición de aceleración lineal:	-16m/s ² a 16m/s ²
Resolución:	14 bits
Peso:	3 gramos

Nota. Tomado de Bosch. (s.f.). *BST_BNO055_DS000_12*. Obtenido de Cdn shop: https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/BST_BNO055_DS000_12.pdf

Para poder comprobar que los valores entregados por el sensor se ajusten a valores reales se realizó una comparación entre el sensor BNO055 y los datos entregados por el acelerómetro de un dispositivo móvil mediante la aplicación llamada Acelerometer Counter. Esta aplicación permite observar en tiempo real los datos en los 3 ejes y el módulo de la aceleración, siendo este último el de nuestro interés.

Las pruebas se las realizó durante 5 días alrededor de las 11 de la mañana y colocando a los sensores en 3 estados: estado de reposo, movimiento lento y movimiento rápido. Se Tomó como referencia una superficie plana en donde se puedan desplazar y realizar los movimientos simultáneamente a ambos sensores. Como se observa en la Tabla 8, la comparación de los sensores indica que los valores medidos por el sensor BNO055 y del dispositivo móvil están muy cercanos, con una diferencia promedio de 10.16% y un error cuadrático medio de 0.0026.

Tabla 8

Resultados de comparación de sensor BNO055 y dispositivo móvil.

	Pruebas	Medición de Sensores (m/s ²)		% Error (%)
		BNO055	Dispositivo móvil	
Prueba 1	Reposo	0.18	0.22	18.18
	Mov. Lento	0.51	0.45	13.33
	Mov. Rápido	2.29	2.21	3.61
Prueba 2	Reposo	0.20	0.15	33.33
	Mov. Lento	0.74	0.83	10.84
	Mov. Rápido	2.03	2.08	2.40
Prueba 3	Reposo	0.27	0.30	10.00
	Mov. Lento	0.55	0.52	6.00
	Mov. Rápido	1.92	1.86	3.22
Prueba 4	Reposo	0.19	0.24	20.83
	Mov. Lento	0.44	0.48	8.33
	Mov. Rápido	1.69	1.73	2.31

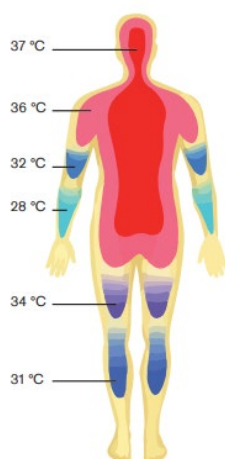
Pruebas	Medición de Sensores (m/s ²)		% Error (%)	
	BNO055	Dispositivo móvil		
Prueba 5	Reposo	0.21	0.18	16.67
	Mov. Lento	0.62	0.63	1.58
	Mov. Rápido	2.10	2.14	1.87

TEMPERATURA CORPORAL

La temperatura corporal es una variable fisiológica que indica el correcto funcionamiento de la termorregulación del cuerpo humano. Los valores normales de temperatura de una persona se encuentran entre 36.5 y 37.2 °C (Drager, 2013). La temperatura corporal puede variar dependiendo del sector en donde se realiza la medición, es por esto que generalmente las medidas se las realiza en lugares cercanos a los principales órganos del cuerpo como se observa en la Figura 41.

Figura 41

Temperatura corporal en diferentes sectores del cuerpo



Nota. Tomado de Drager. (2013). *La importancia de la temperatura corporal central.* Drager Tecnología para la vida.

Para realizar la medición de temperatura corporal se utilizó el sensor ADT7410, el cual es un sensor de alta resolución para la medición de temperatura (Adafruit, s.f.). Este dispositivo se conecta al sistema principal de medición mediante el protocolo de comunicación I2C que incorpora la tarjeta ESP32. Las principales características de este dispositivo se pueden observar en la Tabla 9.

Tabla 9

Características del sensor ADT7410

Sensor ADT7410	
Fabricante:	Adafruit
Voltaje de Alimentación:	2.7 V a 5.5 V
Tipo de sensor:	Encapsulado
Comunicación:	I2C
Rango de medición de temperatura:	-40 °C a 105 °C
Resolución:	16 bits
Peso:	1.4 gramos

Nota. Tomado de Adafruit. (s.f.). Obtenido de <https://www.adafruit.com/product/4089>

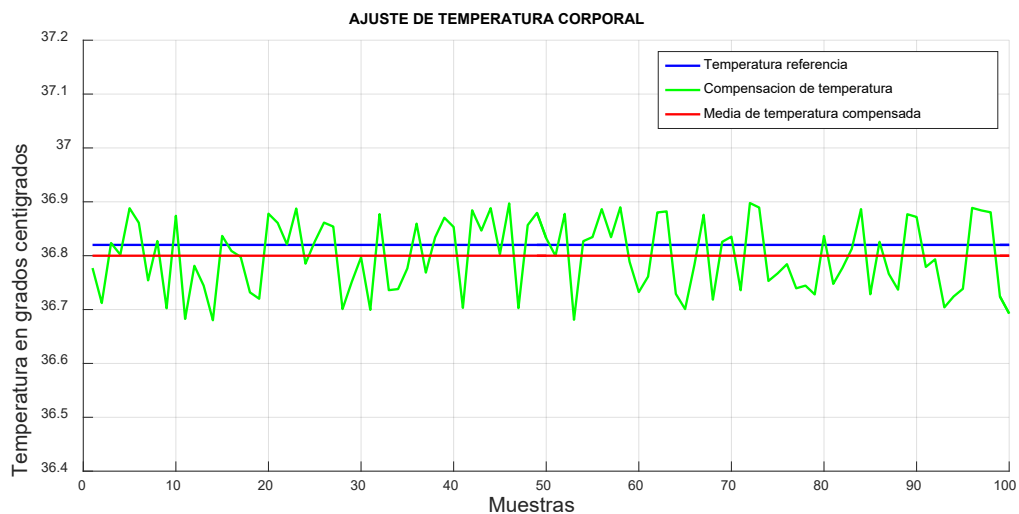
Al efectuar las mediciones de temperatura en el pecho, se realizó un ajuste de los valores para poder obtener la temperatura corporal real. Para realizar este ajuste se efectuó una calibración de la medición del sensor en contacto con el pecho del paciente y mediciones con un termómetro digital comercial.

Las mediciones realizadas se efectuaron durante 5 minutos con una frecuencia de muestreo de 3 segundos, con el objetivo de que el sensor se estabilice en la temperatura medida

y se procedió a realizar la medición de temperatura real con el termómetro. La compensación realizada a los valores de temperatura medidos es de $3.94\text{ }^{\circ}\text{C}$, como se observa en la Figura 42, la media de la temperatura compensada es prácticamente similar a la temperatura de referencia medida. En la Figura 42 se puede observar el error existente entre las mediciones de temperatura compensada y sin compensar, indicando que existe un error de 0.1% entre las mediciones reales con las compensadas realizadas en el pecho.

Figura 42

Grafica de temperatura corporal

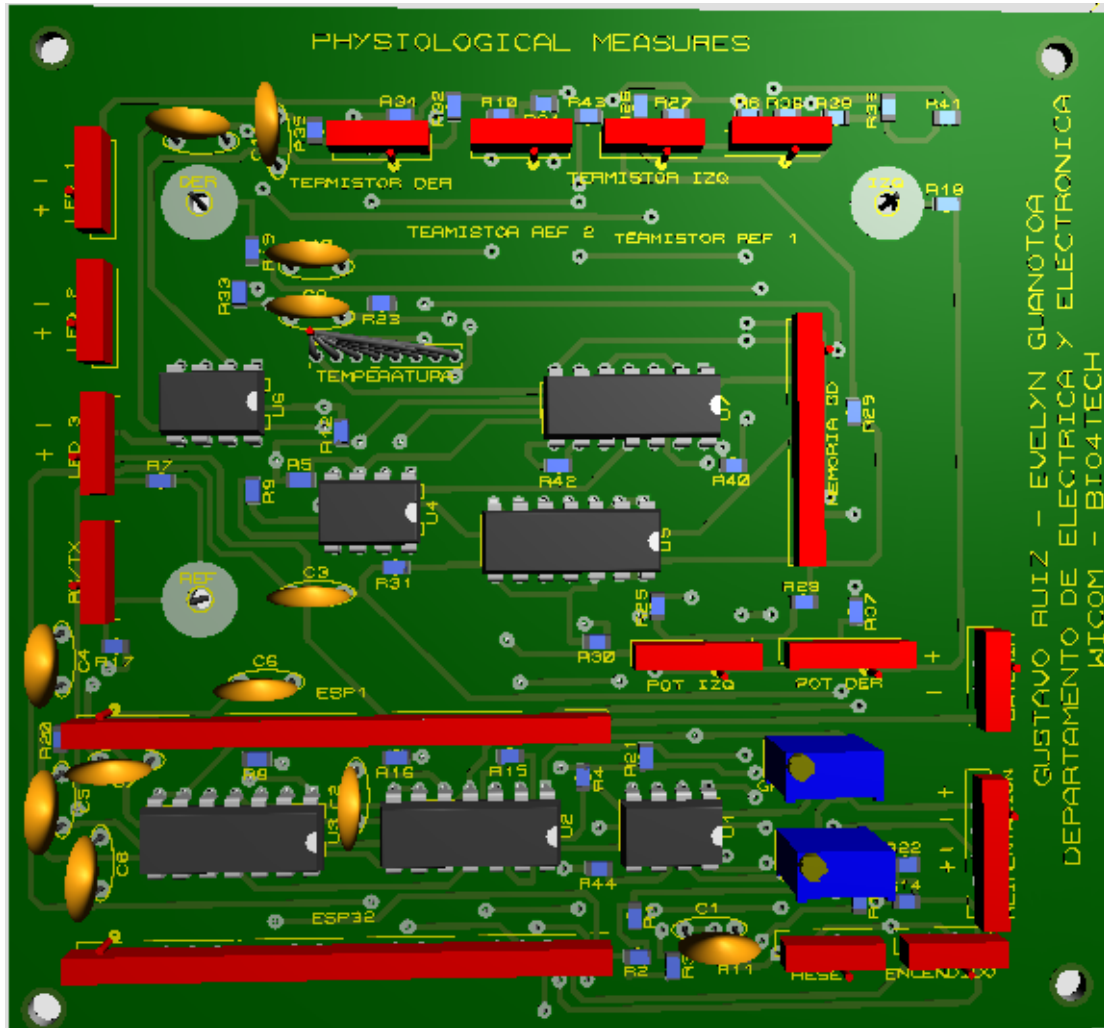


INTEGRACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN FISIOLÓGICO

Una vez realizados todos los acondicionamientos analógicos se elaboró una placa PCB con dimensiones de 10.62 cm de largo por 11.13 cm de ancho, la cual fue realizada en el software de diseño y simulación electrónica Proteus 8 Professional. En la Figura 43 se observa el diagrama 3D de la placa PCB implementada.

Figura 43

Diagrama 3D del PCB de medición fisiológica



Con respecto a la alimentación del dispositivo, se utilizaron 3 baterías de litio de 3.7 Voltios DC; dos para la alimentación positiva y negativa respectivamente de los amplificadores operacionales con una corriente de 1000 mAh (MakerFocus, 2018), mientras que para la alimentación de la tarjeta ESP32, sensores de temperatura y los demás componentes del circuito se utilizó una batería con una capacidad de 8800 mAh (Mandalaa, s.f.). Este conjunto de baterías entrega al dispositivo de medición fisiológica una autonomía de 2 horas.

Al disponer de todos los componentes listos se procedió al dimensionamiento de la estructura final de la caja. Para esto se utilizó el programa AutoCAD 2018 en donde se fijaron las dimensiones de la carcasa en 13.3 cm de largo x 14.5 cm de ancho x 4.5 cm de altura y se realizó la impresión de la estructura en 3D.

En la Figura 44 se visualiza el pulsador de reinicio, el interruptor de encendido y el orificio para insertar la tarjeta SD, mientras que en la Figura 45 se observa el orificio para la conexión de cable USB para cuando se requiera la conexión al ordenador.

Figura 44

Vista lateral izquierda del dispositivo

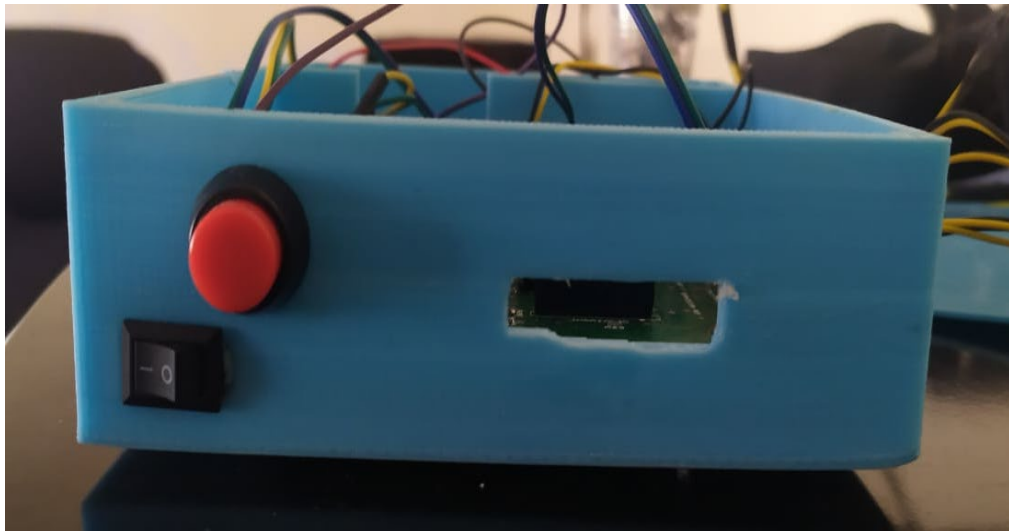
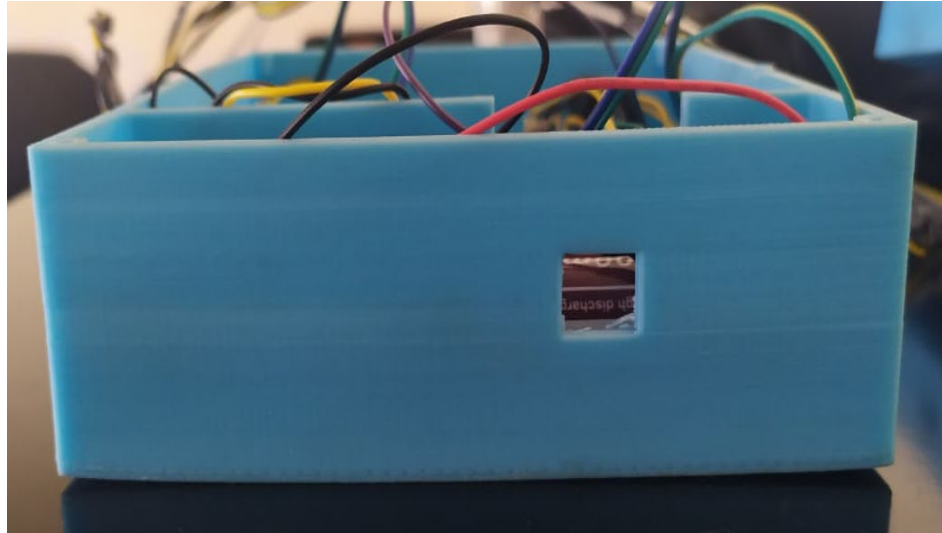


Figura 45

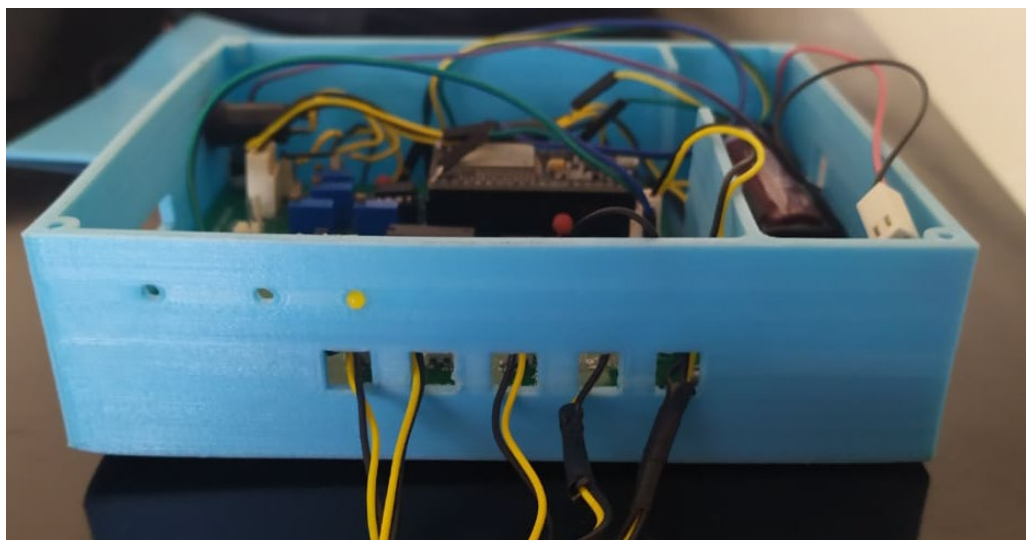
Vista lateral derecha de la carcasa del dispositivo



En la Figura 46 se observa la vista frontal del dispositivo en donde se muestran los leds indicadores, los orificios respectivos para las conexiones de cada termistor, así como el orificio para la conexión serial con el sistema de medición ambiental.

Figura 46

Vista frontal dispositivo de medición fisiológica



En la Figura 47 se puede observar los electrodos correspondientes a la medición de electrocardiograma y la ubicación del sensor de temperatura corporal. Finalmente en la Figura 48, se observa la vista superior en donde se indican todos los componentes que conforman la circuitería del dispositivo de medida fisiológica.

Figura 47

Vista inferior del dispositivo fisiológico

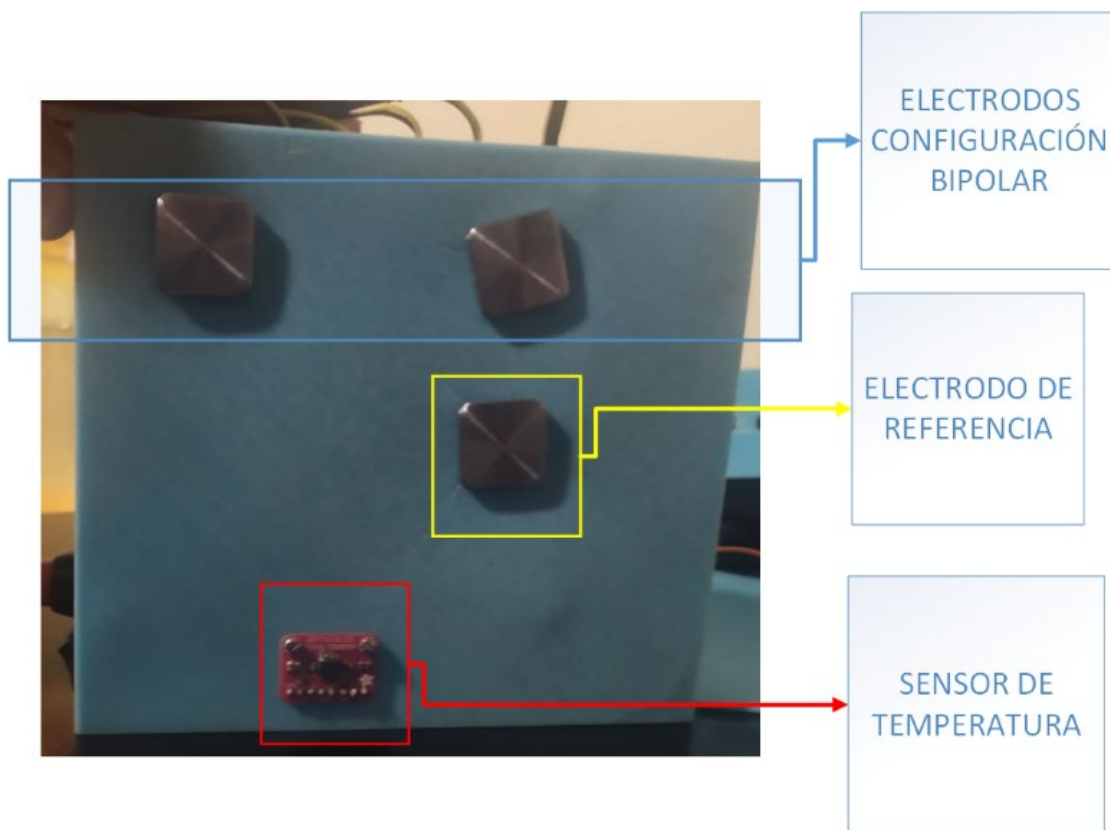
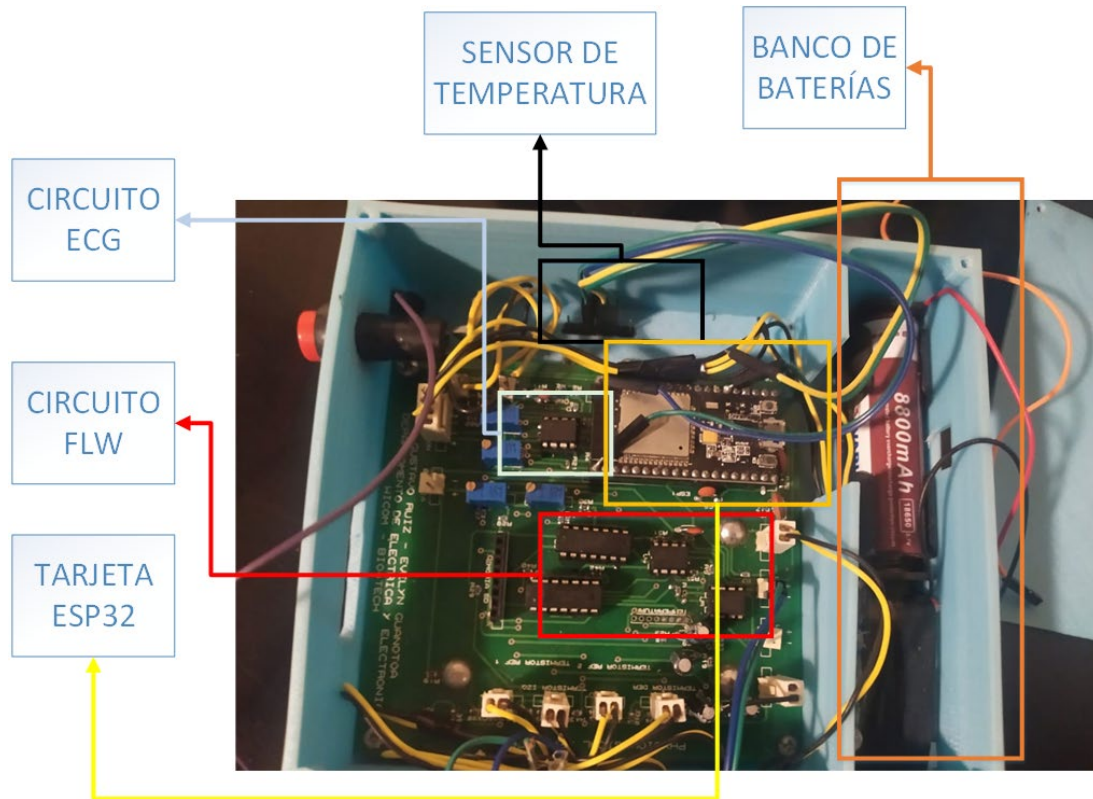


Figura 48*Vista superior del dispositivo fisiológico***ALGORITMO DE MEDICIÓN DE VARIABLES FISIOLÓGICAS**

Finalmente, para poder obtener los estadísticos de latidos y respiraciones por minuto se implementó una rutina dentro de la tarjeta de adquisición de datos ESP32. Este algoritmo fue implementado dentro de una interrupción de tiempo cada 200 ms, siendo este el periodo de muestreo de las señales de ECG y FLW.

Para poder ser detectado tanto el complejo QRS como los picos máximos de inspiración se realiza un algoritmo que permite identificar todos los puntos máximos de la señal en ventanas de 3000 muestras, esto se lo realiza verificando que exista un elemento de la ventana en donde

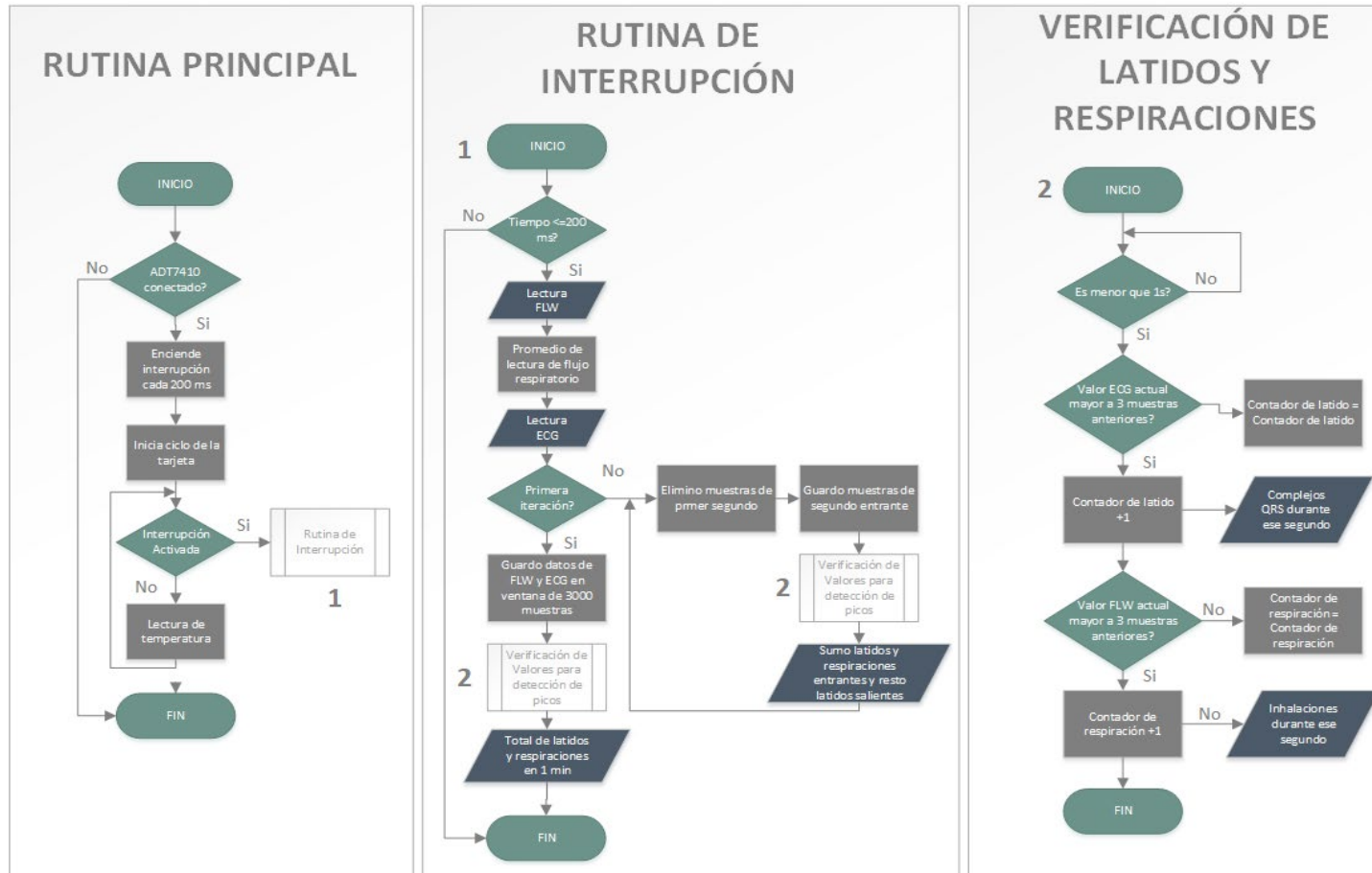
sus 3 muestras anteriores son menores que la muestra analizada; cuando se verifica esta condición se procede a contar un latido o una respiración.

Este proceso se lo realiza durante el primer minuto y posteriormente se realiza la actualización cada segundo. Se eliminan los datos del primer segundo y se aumentan los datos del segundo actual, con esta operación podemos obtener los estadísticos correspondientes a latidos y respiraciones en cada segundo.

Cuando no se ejecutan las tareas de la interrupción la tarjeta procede a leer los datos de temperatura corporal mediante el puerto I2C en donde está conectado el sensor ADT7410. En la Figura 49 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo implementado dentro de la tarjeta de adquisición ESP32 para poder obtener los estadísticos de latidos y respiraciones por minuto.

Figura 49

Diagrama de flujo de algoritmo implementado en tarjeta ESP32



CAPÍTULO IV

DISPOSITIVO DE REGISTRO DE VARIABLES AMBIENTALES.

INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta el diseño e implementación de un sistema portátil que permite realizar mediciones de diferentes variables medioambientales, como lo son la temperatura ambiental, humedad relativa, presión atmosférica, radiación UV, luminosidad, campo magnético, concentración de CO₂ y ruido ambiental. Para poder comprobar el funcionamiento de cada uno de los sensores, estos fueron comparados con los datos de las estaciones meteorológicas del municipio para las variables de temperatura, presión, humedad e índice UV comprobando los valores obtenidos.

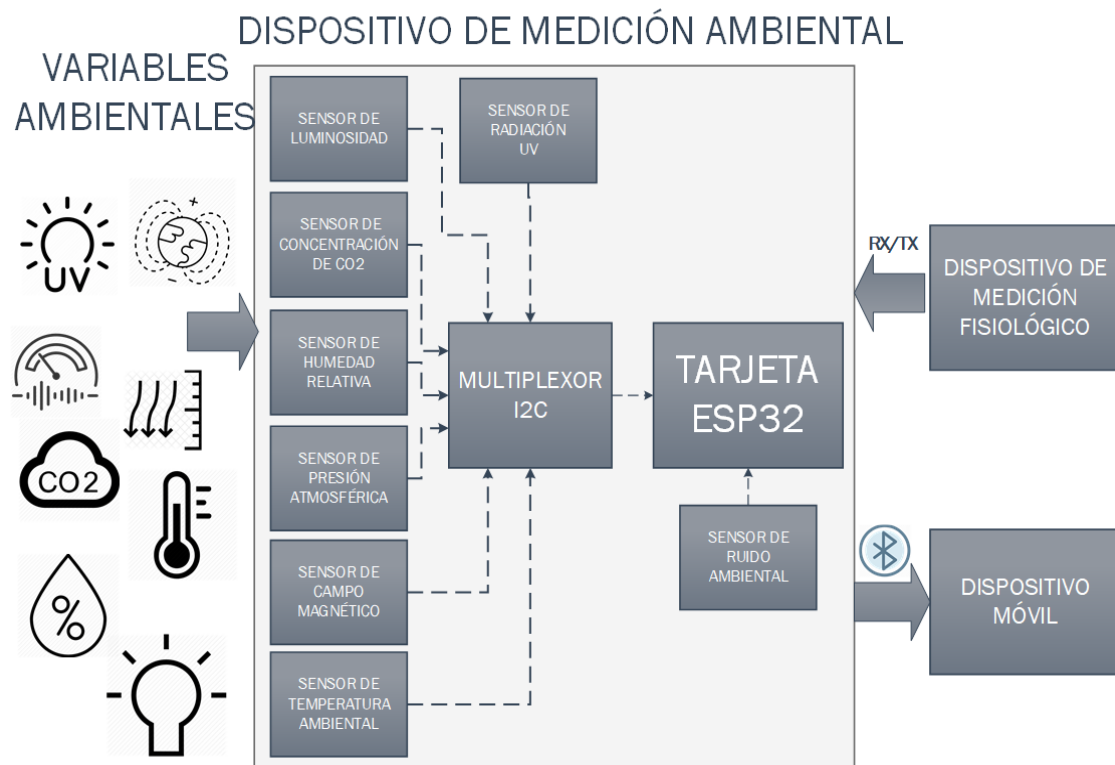
Al igual que el dispositivo de medición fisiológica, este sistema utiliza una tarjeta ESP32 la misma que registra y procesa las variables a través de las diferentes librerías de módulo. Debido a que la mayoría de los sensores seleccionados utilizan comunicación I2C, fue necesaria la implementación de un multiplexor de estas entradas para poder obtener los datos de todos los sensores de manera simultánea. Adicionalmente, de acuerdo a las características propias de cada sensor, estos no deben ser perturbados por ciertas acciones externas, por lo que se colocaron algunos de ellos en lugares estratégicos para evitar fallas en la medida por acciones realizadas por el usuario.

Adicional, el sistema sirve como concentrador de los datos que son enviados por cableado serial desde el dispositivo de medición fisiológica y los envía a través de bluetooth al dispositivo celular en donde se visualizan todos los datos en tiempo real a través de las diferentes pantallas

de la aplicación móvil. En la Figura 50 se observa el diagrama de bloques correspondiente al dispositivo de medición ambiental.

Figura 50

Diagrama de bloques del dispositivo de medición ambiental



ESTUDIO COMPARATIVO DE SENSORES.

Para la medida de cada una de las señales fueron seleccionados varios sensores comerciales. Sin embargo, con el objetivo de identificar el sensor más exacto y preciso para cada variable se realizó un proceso de calibración y validación con las estaciones meteorológicas ubicadas en la ciudad de Quito, específicamente la ubicada en el Valle de los Chillos, en el sector de San Rafael en las coordenadas: latitud: -0.30 y longitud: -78.4558. Por otro lado, para las medidas de luminosidad, nivel de ruido y campo magnético se utilizaron aplicaciones móviles que

permite obtener los datos entregados por los sensores del dispositivo celular para poder realizar las comparaciones entre las medidas de los sensores del móvil con los que se adquirió para el proyecto.

SENSORES DE TEMPERATURA

Para realizar el estudio comparativo de temperatura, se utilizaron 3 tipos de sensores. El primero es el ADT7410 el cual es un sensor de temperatura de alta resolución. Así también se utilizó el HTU21D-F, este es un sensor digital humedad y temperatura (Adafruit, HTU21DF Mouser Electronics, s.f.); y por último se utilizó el SCD30, este es un sensor infrarrojo de CO₂, temperatura y humedad (Sensirion, s.f.), las características de medición de temperatura de estos sensores se puede observar en la Tabla 10.

Tabla 10

Características de sensores para medición de temperatura

Característica	Sensores		
	HTU21D-F	SCD30	ADT7410
Fabricante	RoHS	Sensirion	Adafruit
Voltaje de alimentación	3.8 V	3.3 a 5.5 V	2.7 V a 5.5 V
Comunicación	I2C	I2C, Serial	I2C
Tipo de sensor	Encapsulado	Encapsulado	Encapsulado
Rango de medición	-40 °C a 125 °C	-40 °C a 70 °C	-40 °C a 105 °C
Resolución	14 bits	12 bits	16 bits
Peso máximo	1 gramo	200 gramos	1.4 gramos

Nota. Tomado de RoHS. (s.f.). HTU21D(F) Sensor Digital Relative Humidity sensor with Temperature output. Obtenido de CDN SHOP: https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/1899_HTU21D.pdf.

Las mediciones tomadas para comprobar la calibración de los sensores fueron realizadas en el sector de San Rafael junto a la estación meteorológica antes mencionada. Se procedió a tomar datos durante el horario de 11h00 a 12h00 durante 5 días, se calculó el valor medio de temperatura durante ese periodo de tiempo y se comparó con la base de datos de la estación meteorológica. En la Tabla 11 se pueden observar los resultados obtenidos de la comparación de las mediciones, en donde el sensor que tiene mayor cercanía con los valores entregados por la estación meteorológica es el HTU21D-F con una diferencia promedio de 0.28 % y un error cuadrático medio de 0.0046.

Tabla 11

Comparativa de los sensores de temperatura

	Pruebas	Medidas (°C)		% Error (%)
		Promedio de Medición	Referencia	
Día 1	HTU21D-F	21.57	21.6	0.13
	ADT7410	21.83	21.6	1.06
	SCD30	22.78	21.6	5.46
Día 2	HTU21D-F	20.68	20.8	0.57
	ADT7410	21.32	20.8	2.5
	SCD30	22.94	20.8	10.28
Día 3	HTU21D-F	21.25	21.3	0.23

Pruebas	Medidas (°C)		% Error (%)	
	Promedio de Medición	Referencia		
	ADT7410	21.56	21.3	1.22
	SCD30	23.12	21.3	8.54
Día 4	HTU21D-F	19.66	19.6	0.30
	ADT7410	20.15	19.6	2.80
	SCD30	22.62	19.6	15.40
Día 5	HTU21D-F	21.46	21.5	0.18
	ADT7410	21.81	21.5	1.44
	SCD30	23.12	21.5	7.53

SENSOR DE PRESIÓN

La comparativa de presión se la realizó utilizando el MPL3115A2, este es un sensor piezoresistivo que permite la medición de presión atmosférica desde 20 kPa hasta 110kPa cubriendo todas las elevaciones existentes en la tierra y permite la medición de altitud ya que incorpora un altímetro dentro del chip (Adafruit, MPL3115A2 - I2C Barometric Pressure/Altitude/Temperature Sensor, s.f.). Otras de las características de este sensor se las puede observar en la Tabla 12.

Tabla 12*Características del sensor de presión MPL3115A2*

Sensor MPL3115A2	
Fabricante:	Adafruit
Voltaje de Alimentación:	1.95 V a 3.6 V
Tipo de sensor:	Piezoresistivo
Comunicación:	I2C
Rango de medición de presión:	20 kPa a 110kPa
Resolución:	1.5 Pa
Peso:	1.2 gramos

Nota. Tomado de Adafruit. (s.f.). *MPL3115A2 - I2C Barometric Pressure/Altitude/Temperature Sensor.* Obtenido de Adafruit: <https://www.adafruit.com/product/1893>.

Las mediciones tomadas para validar la calibración del sensor se las realizó de la misma manera que los sensores de temperatura. Se efectuaron las mediciones durante 5 días en el horario de 11h00 a 12h00 y se calculó el promedio de las mediciones. En la Tabla 13 se pueden observar los datos medidos por el sensor y la referencia obtenida de la estación meteorológica del INHAMI teniendo como resultado que las medidas del sensor son muy cercanas a las de referencia con una diferencia promedio de 0.01% y un error cuadrático medio de 0.0033.

Tabla 13*Comparativa del sensor de presión MPL3115A2*

Pruebas	Medición de Sensores (hPa)		% Error (%)
	MPL3115A2	Referencia	
Día 1	760.82	760.9	0.01
Día 2	756.15	756.2	0.007
Día 3	754.63	754.6	0.03
Día 4	762.08	762.1	0.002
Día 5	758.32	758.4	0.01

Cabe mencionar que en este caso se validó únicamente el sensor mencionado debido a que el resto de sensores comerciales no cumplían con los requerimientos técnicos que se necesitaban para la implementación.

SENSORES DE HUMEDAD

La comparativa de humedad relativa se la realizó utilizando dos tipos de sensores; el SCD30 y HTU21-D, en la Tabla 14 se tiene las características principales de los sensores para la medición de humedad relativa.

Tabla 14

Características de los sensores de medición de humedad relativa

Característica	Sensores	
	HTU21D-F	SCD30
Fabricante	RoHS	Sensirion
Voltaje de alimentación	3.8 V	3.3 a 5.5 V
Tipo de sensor	Encapsulado	Encapsulado
Rango de medición	0 a 100 % HR	0 a 100 % HR
Resolución	0.04 % HR	0.1 % HR
Precisión	± 2 % HR	± 3 % HR

Nota. Tomado de RoHS. (s.f.). HTU21D(F) Sensor Digital Relative Humidity sensor with Temperature output. Obtenido de CDN SHOP: https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/1899_HTU21D.pdf.

Las mediciones se las realizaron siguiendo el mismo protocolo que para temperatura y presión atmosférica. En la Tabla 15 se pueden observar los resultados obtenidos en donde se tiene que las mejores medidas entregadas de humedad relativa en comparación con la referencia de la estación meteorológica es la del sensor HTU21D-F con una diferencia promedio de 0.21% y un error cuadrático medio de 0.0092.

Tabla 15*Comparativa de sensores de humedad relativa*

Pruebas		Medidas (% HR)		% Error (%)
		Promedio de Medición	Referencia	
Día 1	HTU21D-F	47.45	47.53	0.17
	SCD30	46.82	47.53	1.49
Día 2	HTU21D-F	41.02	40.85	0.42
	SCD30	39.31	40.85	3.76
Día 3	HTU21D-F	33.18	33.26	0.24
	SCD30	35.46	33.26	6.6
Día 4	HTU21D-F	36.53	36.48	0.13
	SCD30	34.12	36.48	6.46
Día 5	HTU21D-F	41.70	41.74	0.1
	SCD30	40.98	41.74	1.82

SENSOR DE ÍNDICE UV

La comparativa de índice UV se la realizó con el sensor VEML6070, este es un fotodiodo encapsulado que realiza la medición de 320 a 410 nm del espectro visible por lo que permite el sensado de los rayos UVA, UVB y entrega el índice UV con un rango de 0 a 11+ (Adafruit, Adafruit VEML6070 UV Sensor Breakout, s.f.). En la Tabla 16 se puede observar las principales características de medición del sensor.

Tabla 16*Características del sensor VEML6070*

Sensor VEML6070	
Fabricante:	Adafruit
Voltaje de Alimentación:	3 V a 5 V
Tipo de sensor:	Fotodiodo
Comunicación:	I2C
Rango de medición:	320 nm a 410 nm
Resolución:	16 bits
Peso:	0.5 gramos

Nota. Tomado de Adafruit. (s.f.). *Adafruit VEML6070 UV Sensor Breakout*. Obtenido de Adafruit:

<https://learn.adafruit.com/adafruit-veml6070-uv-light-sensor-breakout>.

Las mediciones se las realizaron a las 12 del día, hora en la cual existe la mayor radiación solar. Como se observa en la Tabla 17 las medidas del sensor VEML6075 y la referencia entregada por la estación de medición del INHAMI son idénticas con una diferencia de 0%.

Tabla 17*Comparativa de medición de índice UV*

Pruebas	Medición de Sensores		% Error (%)
	VELM6075	Referencia	
Día 1	8	8	0 %
Día 2	7	7	0 %
Día 3	8	8	0 %
Día 4	9	9	0 %
Día 5	8	8	0 %

De igual manera que el sensor de presión, este fue el único seleccionado para la medición de índice UV debido a que los demás sensores comerciales no cumplían con las especificaciones requeridas.

SENSOR DE LUMINOSIDAD

La comparativa de luminosidad se la realizó mediante el uso del sensor FLORA SI1145. Este permite la medición del espectro de luz visible en un rango de 400 a 800 nm, por lo que se puede utilizarlo para la medición de varias fuentes de iluminación incluida la luz solar directa (Adafruit, Flora UV Index Sensor - Si1145 Light Sensor, s.f.) En la Tabla 18 se observan las principales características de medición del sensor FLORA SI1145.

Tabla 18*Características del sensor SI1145*

Sensor Flora SI1145	
Fabricante:	Adafruit
Voltaje de Alimentación:	3 VDC
Tipo de sensor:	Fotodiodo
Comunicación:	I2C
Rango de medición:	0 a 128 kLux
Resolución:	100 mLux
Peso:	0.3 gramos

Nota. Tomado de Labs, S. (s.f.). *PROXIMITY/UV/AMBIENT LIGHT SENSOR IC WITH I2C INTERFACE.*

Obtenido de Silabs: <https://www.silabs.com/documents/public/data-sheets/Si1145-46-47.pdf>

Las mediciones se las realizaron en un cuarto de estudio con iluminación led de 18W bajo dos parámetros: sin iluminación y con iluminación. Se realizaron 5 pruebas en conjunto con el sensor de luz proporcionado por un dispositivo móvil a través de la aplicación Luxómetro encontrada en la Play Store de Android. En la Tabla 19 se observan las mediciones realizadas, en donde se observa que la diferencia promedio entre el sensor y la referencia considerada a la aplicación móvil es de 4.32 % y un error cuadrático medio de 3.3.

Tabla 19*Comparativa de sensor de luminosidad*

Pruebas		Medición de Sensores (Lx)		% Error (%)
		SI1145	Dispositivo móvil	
Prueba 1	Con iluminación	70.53	74	4.69
	Sin iluminación	13.28	12	10.67
Prueba 2	Con iluminación	71.77	72	0.319
	Sin iluminación	25.36	28	9.42
Prueba 3	Con iluminación	85.92	83	3.51
	Sin iluminación	17.89	17	5.23
Prueba 4	Con iluminación	70.63	71	0.52
	Sin iluminación	14.32	15	4.53
Prueba 5	Con iluminación	76.48	75	1.97
	Sin iluminación	22.47	23	2.3

SENSOR DE RUIDO

La comparativa de medición de ruido ambiental se la realizó utilizando el sensor SOUND DETECTOR de Sparkfun. Este es un micrófono encapsulado que permite medir la amplitud del sonido en decibelios (SparkFun, s.f.). En la Tabla 20 se puede observar las características proporcionadas por el fabricante del sensor.

Tabla 20*Características de medición de sonido sensor SOUND DETECTOR*

Sensor SOUND DETECTOR	
Fabricante:	Sparkfun
Voltaje de Alimentación:	3.5 a 5.5 VDC
Tipo de sensor:	Micrófono encapsulado
Comunicación:	Análoga
Rango de medición:	40 a 90 Db
Resolución:	0.1 Db
Peso:	9 gramos

Nota. Tomado de SparkFun. (s.f.). SparkFun Sound Detector. Obtenido de SparkFun: <https://www.sparkfun.com/products/12642>.

Las mediciones se las realizaron en un cuarto de estudio bajo dos parámetros: sin ruido ambiental y con ruido producido por el reproductor de música de la computadora. Se realizaron 5 pruebas en conjunto con el micrófono incorporado de un dispositivo móvil a través de la aplicación SOUND METER encontrada en la Play Store de Android. En la Tabla 21 se observan las mediciones realizadas, en donde la diferencia promedio entre el sensor y la referencia considerada a la medida de la aplicación móvil es de 2.26 % con un error cuadrático medio de 1.38.

Tabla 21*Comparativa de sensor de ruido ambiental*

	Pruebas	Medición de Sensores (dB)		% Error (%)
		SoundDetector	Dispositivo móvil	
Prueba 1	Sin Ruido	42.36	43	1.48
	Música Ambiente	53.28	55	3.13
Prueba 2	Sin Ruido	40.96	43	4.74
	Música Ambiente	57.19	58	1.39
Prueba 3	Sin Ruido	42.58	42	1.38
	Música Ambiente	53.75	55	2.27
Prueba 4	Sin Ruido	41.28	40	3.2
	Música Ambiente	51.12	50	2.24
Prueba 5	Sin Ruido	45.68	45	1.51
	Música Ambiente	51.33	52	1.28

SENSOR DE CAMPO MAGNÉTICO

La comparativa de campo magnético se la realizó utilizando el sensor BNO055 el cual se utilizó para obtener los datos de aceleración lineal en el dispositivo de medición de variables fisiológicas. Este sensor permite obtener mediante su magnetómetro incorporado el campo magnético en los ejes x, y, z, y el módulo del campo magnético, siendo este último el requerido para el estudio comparativo. En la Tabla 22 se observa las características de medición de campo magnético del sensor BNO055.

Tabla 22*Características de medición del sensor de campo magnético*

Sensor BNO055	
Fabricante:	Bosch
Voltaje de Alimentación:	2.4 a 3.6 VDC
Tipo de sensor:	Encapsulado
Rango de medición:	-1300 a 1300 Ut
Resolución:	0.3 uT

Nota. Tomado de Bosch. (s.f.). *BST_BNO055_DS000_12*. Obtenido de Cdn shop: https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/BST_BNO055_DS000_12.pdf.

Las mediciones se las realizaron en un cuarto de estudio en donde se ubicó al sensor BNO055 en un escritorio junto con un dispositivo móvil el cual permite obtener los datos del magnetómetro incorporado. La aplicación móvil utilizada es Sensor Box que se la puede encontrar en la Play Store de Android. Se realizaron 5 mediciones durante 5 días para observar el módulo de campo magnético entregado por los dos dispositivos.

En la Tabla 23 se observan los resultados obtenidos de la comparación entre la referencia de la aplicación móvil y el sensor BNO055, en donde se tiene una diferencia promedio de 2.83% con un error cuadrático medio de 0.8991.

Tabla 23*Comparativa de sensor de campo magnético*

Pruebas	Medición de Sensores		% Error (%)
	BNO055	Referencia	
Día 1	30.28	31	2.32
Día 2	29.56	28	5.57
Día 3	32.45	33	1.67
Día 4	30.69	31	1.00
Día 5	28.93	30	3.57

SENSOR DE DÍOXIDO DE CARBONO

El sensor seleccionado para la medición concentración de dióxido de carbono en el aire es el módulo SCD30 el cuál es un sensor especializado para la medida de las partes por millón de dióxido de carbono que se encuentran en el medio. Este es un sensor óptico por lo que no consume mucha energía dentro del sistema integrado. En la Tabla 24 se observan las características de medición de CO₂ del sensor.

Tabla 24*Características del sensor de medición de CO2*

Sensor SCD30	
Fabricante:	Sensirion
Voltaje de Alimentación:	3.3 a 5.5 VDC
Tipo de sensor:	Infrarrojo
Rango de medición:	0 – 40.000 ppm
Resolución:	10 ppm

Nota. Tomado de Sensirion. (s.f.). CO2 and RH/T Sensor Module. Obtenido de Sensirion: <https://www.sensirion.com/en/environmental-sensors/carbon-dioxide-sensors/carbon-dioxide-sensors-co2/>.

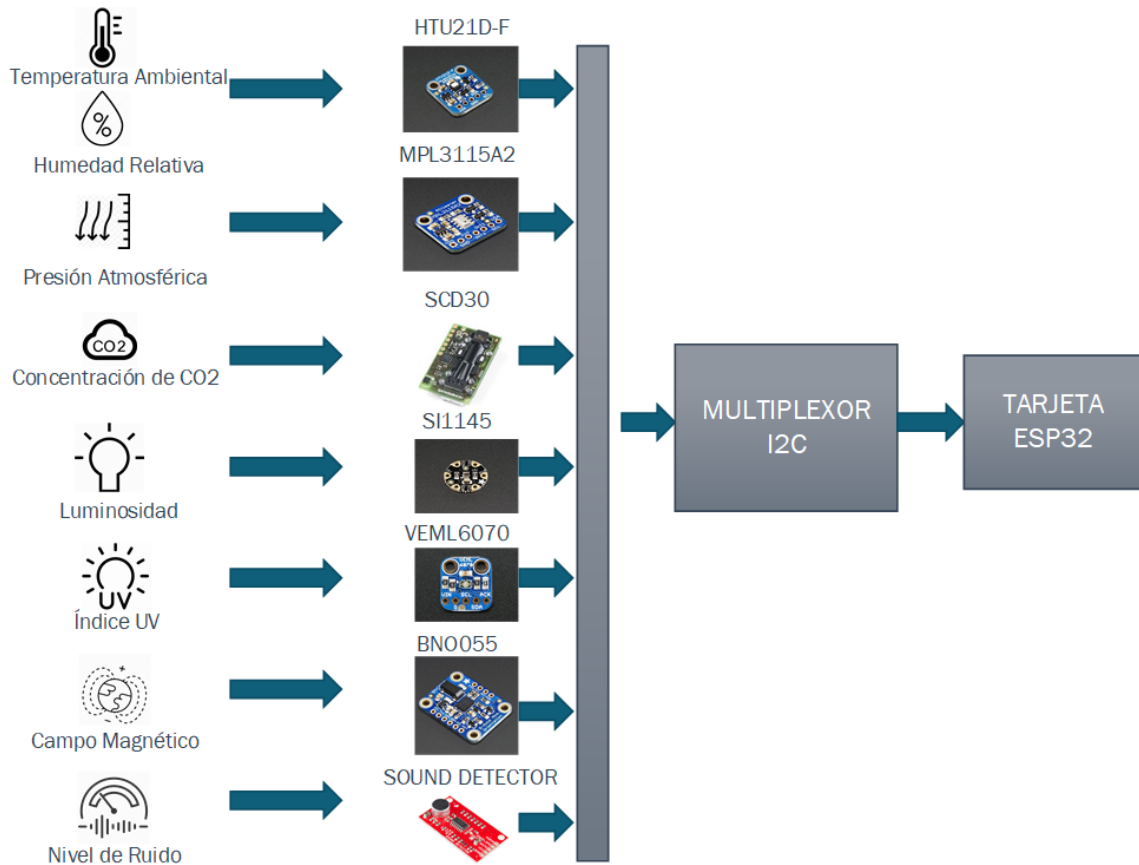
Para esta variable no se realizó la validación de las medidas del módulo de medición por falta de patrones para el sensado químico por lo que se utilizó las curvas de calibración que proporciona el fabricante.

INTEGRACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN AMBIENTAL

Los componentes de hardware utilizados están divididos en tres partes: el multiplexor de entradas I2C para la lectura de los sensores, la tarjeta de adquisición de datos y los sensores que permiten el sensado de las variables ambientales. En la Figura 51 se puede observar el diagrama de bloques del hardware del dispositivo de medición ambiental considerando los sensores que mejor resultado obtuvieron en la comparativa realizada en la sección anterior.

Figura 51

Diagrama de bloques del Hardware del dispositivo de medición ambiental



La tarjeta de adquisición de datos es uno de los elementos más importantes de hardware del sistema. Esta permite recibir la lectura de los diferentes sensores mediante el uso de las librerías respectivas y así poder transmitir o almacenar los datos medidos. La tarjeta utilizada es la ESP32, esta posee una velocidad de reloj de 160 a 240MHz, conectividad WIFI y Bluetooth, 16 entradas con convertor análogo digital de 12 bits de resolución, 2 puertos seriales y 2 canales de comunicación I2C. En la Tabla 25 se pueden observar las características de la ESP32.

Tabla 25*Características de la tarjeta ESP32*

ESP32	
Fabricante:	Espressif
Voltaje de Alimentación:	3.3 VDC
Sensores incorporados:	Efecto Hall, Capacitivos
Consumo de corriente:	27 a 34 mA
Entradas ADC:	16 a 12 bits
Salidas DAC:	2 a 8 bits
Comunicación:	2 UART, 2 I2C, 4 SPI
Conectividad:	Bluetooth 4.2, Wifi 802.11 b/g/n

Nota. Tomado de *Espressif. (s.f.). esp32_datasheet_en.pdf. Obtenido de Espressif: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf.*

Una vez establecida la tarjeta de adquisición de datos se requieren seleccionar los sensores para la medición de las variables ambientales. Como se observó en la sección anterior en la comparativa de los dispositivos de medición, se seleccionó los que mejores resultados obtuvieron para en el sensado de las diferentes variables. Los sensores utilizados para las mediciones de cada variable se pueden observan en la Tabla 26, así como las unidades correspondientes de cada una.

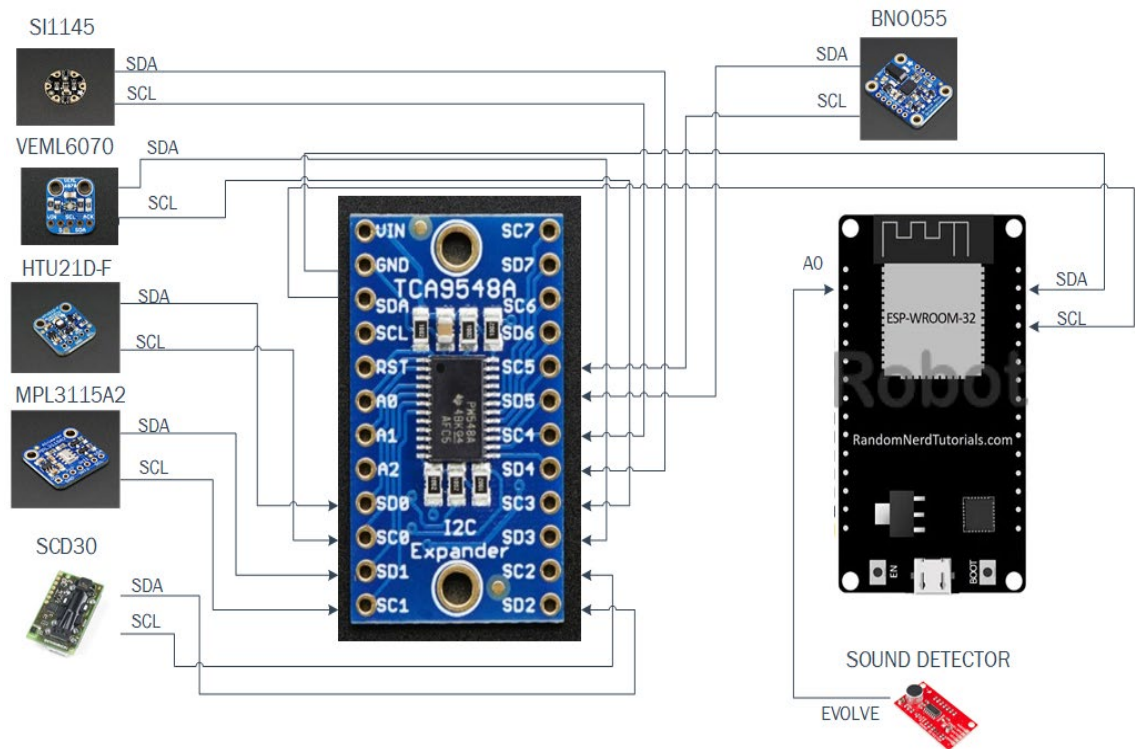
Tabla 26*Listado de sensores de medición ambiental*

Sensor	Variable	Unidades
HTU21D-F	Temperatura ambiental	°C (Grados centígrados)
HTU21D-F	Humedad relativa	% HR (Porcentaje de humedad relativa)
MPL3115A2	Presión atmosférica	HPa (Hectopascales)
SCD30	Concentración de CO ₂	Ppm (Partes por millón)
SI1145	Luminosidad	Lx (Lux)
VEML6070	Índice UV	Sin unidades
BNO055	Campo magnético	uT (Micro Teslas)
SOUND DETECTOR	Nivel de ruido	Db (Decibelios)

Las conexiones de cada sensor se realizaron mediante el puerto I2C a excepción del sensor de nivel de ruido el cual se conecta a un conversor análogo digital. La tarjeta de adquisición ESP32 posee 2 puertos I2C, sin embargo, la cantidad de sensores son 6 por lo que se requiere un dispositivo que permite la multiplexación de la entrada I2C. Por esto se utilizó el multiplexor de 8 canales TCA9548 que permite conectar en cada canal un sensor y mediante la librería de arduino recibe los todos los datos en conjunto. Como se observa en la Figura 52, los sensores se encuentran conectados a cada canal del circuito integrado y posteriormente a la tarjeta ESP32.

Figura 52

Diagrama de conexión de sensores

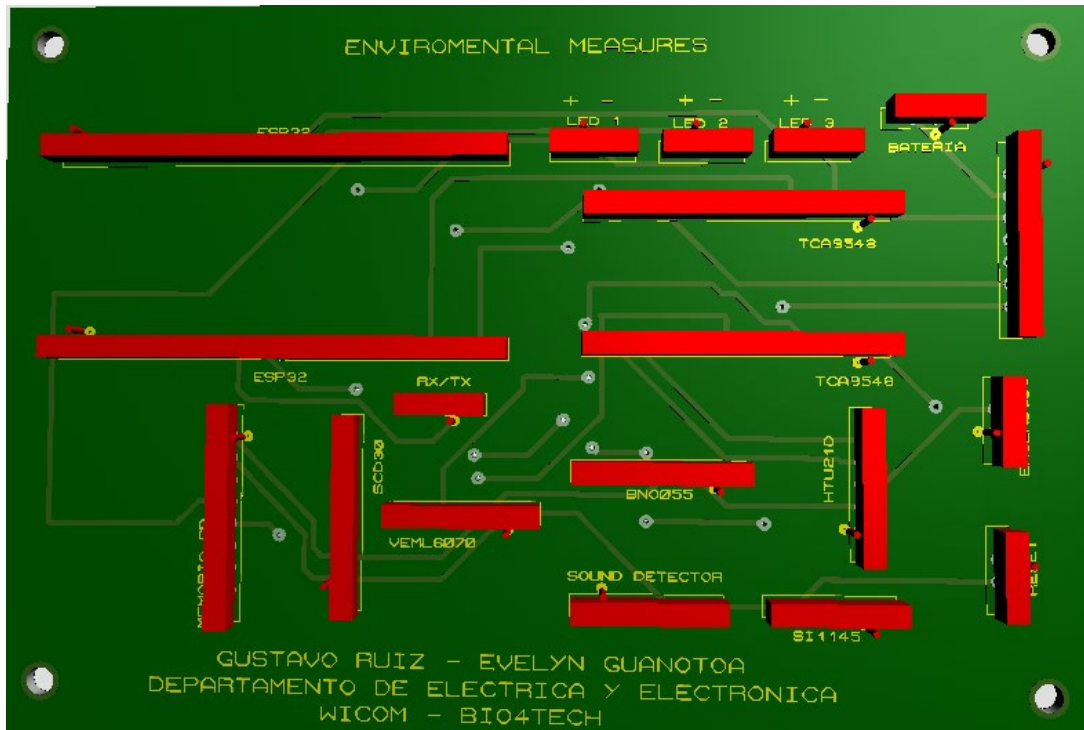


Por otro lado, la fuente de alimentación es una parte importante en el hardware del dispositivo. Se buscó una batería compacta, pero con una cantidad de corriente suficiente para darle autonomía al dispositivo. La batería utilizada es la misma que para la alimentación del dispositivo de medición de variables fisiológicas de 8800 mAh, la cual nos entrega una autonomía de 2 horas del dispositivo.

Una vez definidos los componentes de hardware del dispositivo se procedió a realizar el diseño de la placa PCB con dimensiones 8.22 cm de largo por 12.68 cm de ancho, de igual forma que el circuito de medición fisiológica diseñado en el software Proteus. En la Figura 53 se observa la implementación de la placa en 3D.

Figura 53

Diagrama 3D del PCB circuito de medición ambiental



Al disponer de todos los componentes que conforman el dispositivo de medición ambiental se procedió al diseño de la estructura final de la carcasa, en donde se fijaron las dimensiones en 11.8 cm de largo x 13.5 cm de ancho x 4.2 cm de altura y se realizó la impresión de la estructura en 3D. En la Figura 54 se observa la parte frontal de la carcasa del dispositivo en donde se distinguen los leds indicadores así como los orificios respectivos para la conexión USB y para la tarjeta SD.

Figura 54

Carcasa del dispositivo de medición ambiental



En la Figura 55 se observa la vista lateral de la carcasa del dispositivo, en donde se distinguen los componentes de encendido, pulsador de reinicio y los orificios correspondientes para la conexión con los sensores de campo magnético, ruido ambiental y concentración de CO₂, mientras que en la Figura 56 se observa la vista superior del dispositivo en donde se distinguen los sensores de luminosidad, humedad, índice UV, presión y temperatura ambiental.

Figura 55

Vista lateral del dispositivo de medición ambiental

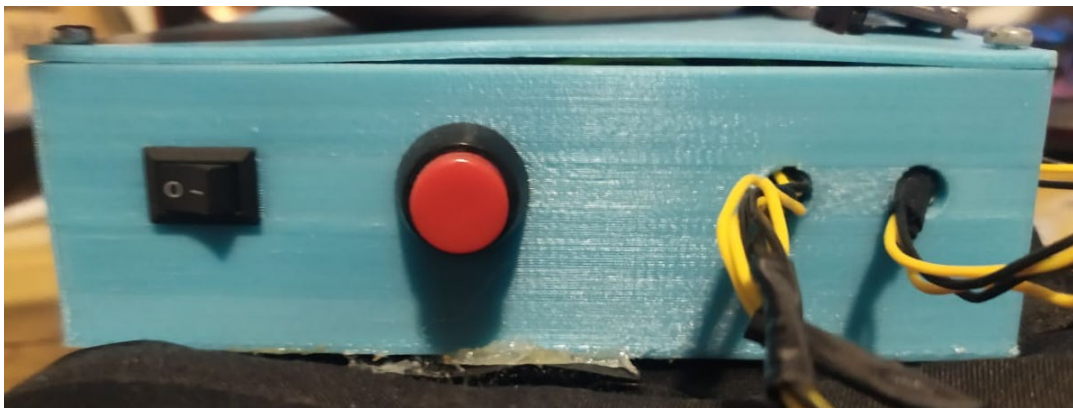
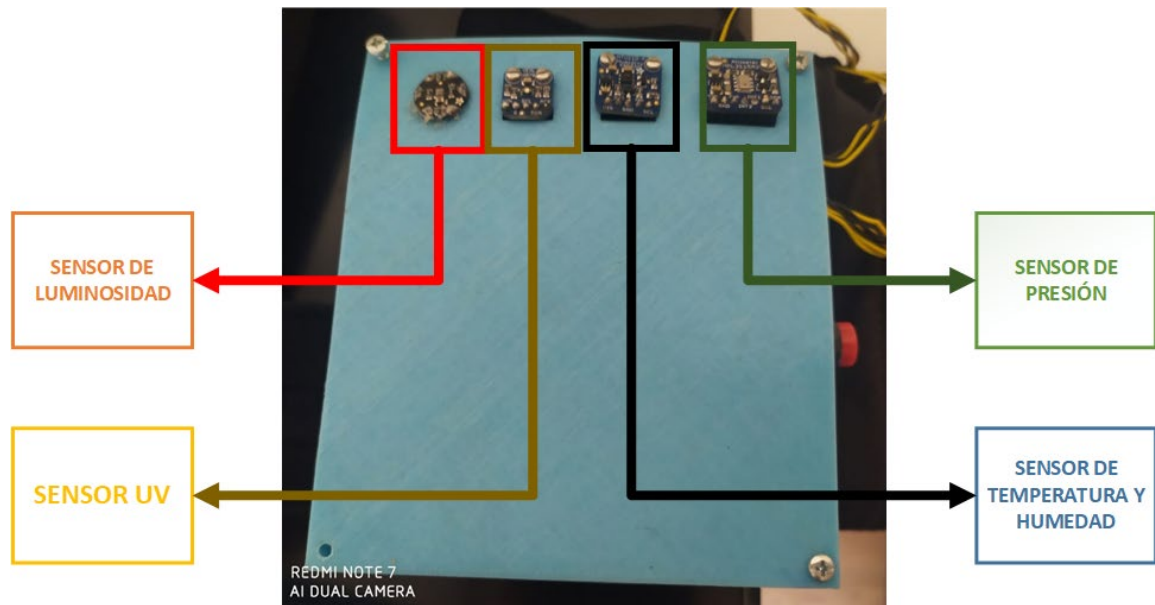
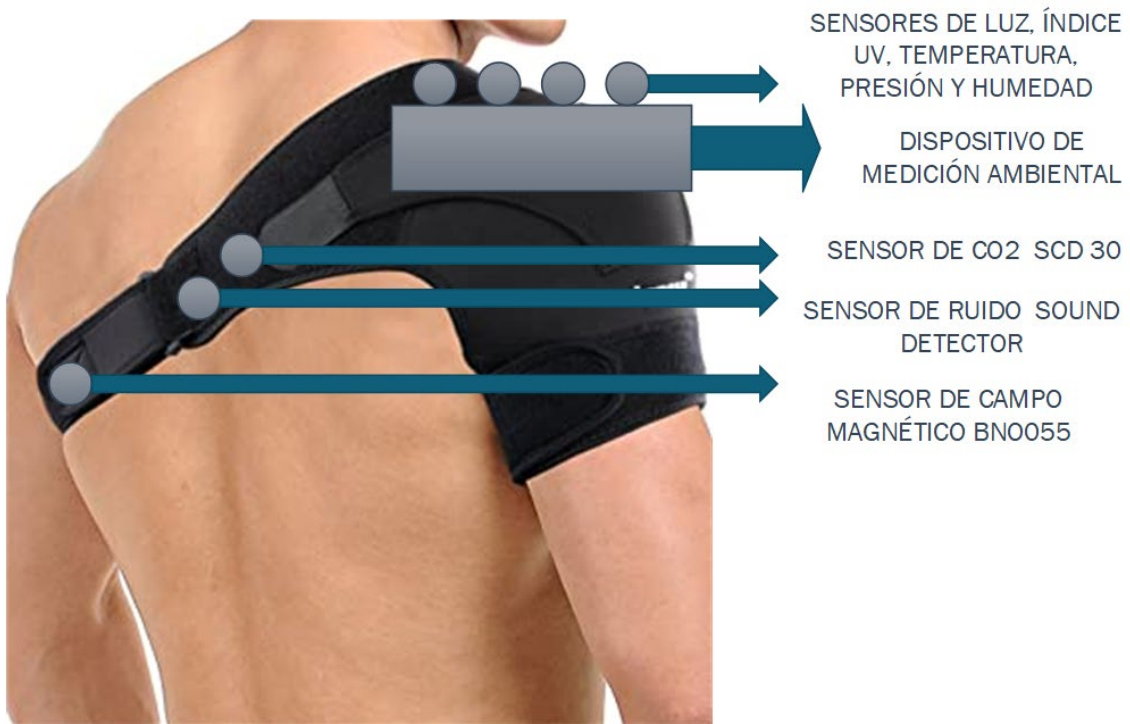


Figura 56

Vista superior del dispositivo de medición ambiental



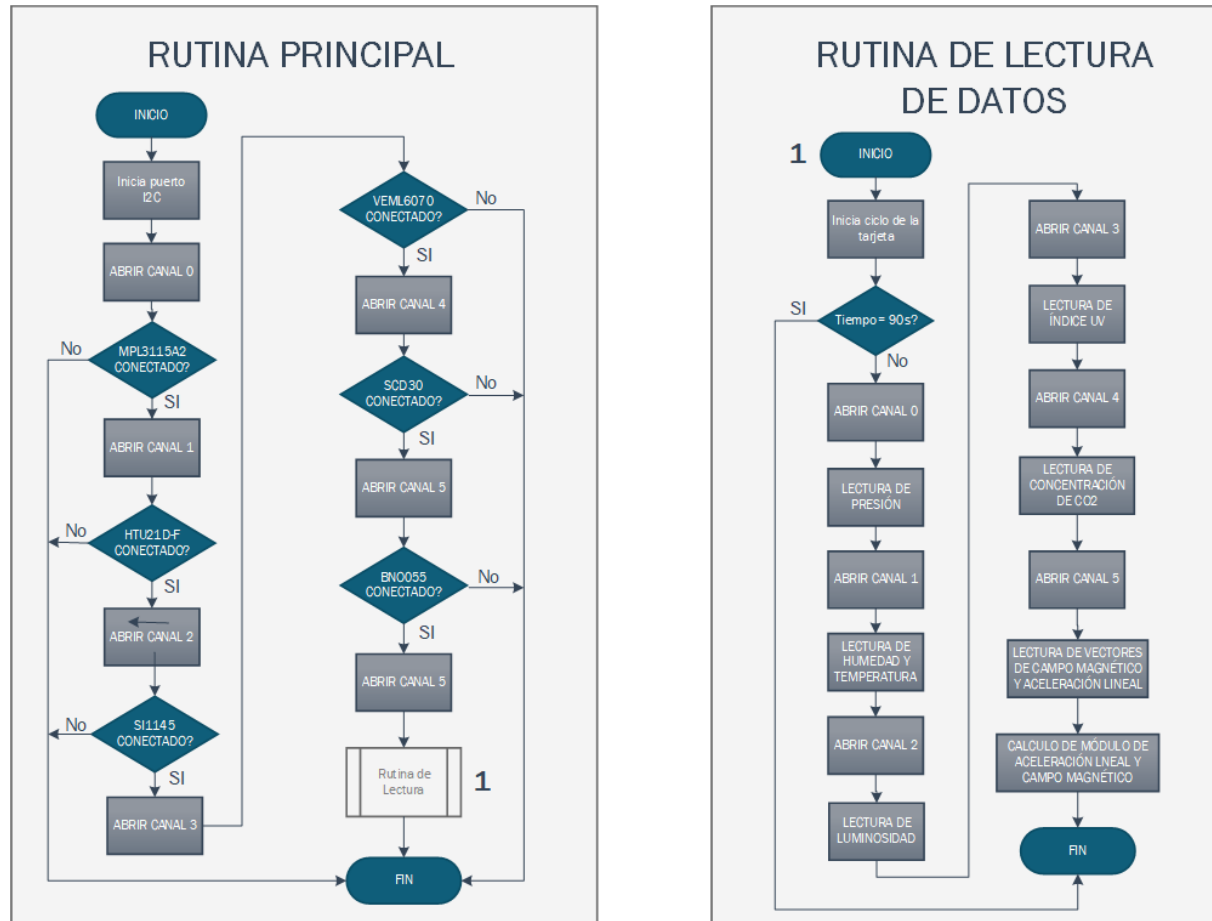
Finalmente, para que el sistema pueda ser transportado se lo colocó en una hombrera ortopédica, la misma que permite sostener al dispositivo mientras se realiza el sensado correspondiente. La ubicación de los sensores se la realizó de tal forma que no exista interferencia de la respiración con el sensado de CO₂, del habla con el sensado de ruido ambiental e inducción electromagnética de los sensores y baterías con el sensor de campo magnético. En la Figura 57 se observa la ubicación de los sensores en la hombrera ortopédica para el transporte del dispositivo.

Figura 57*Ubicación de sensores ambientales***ALGORITMO DEL DISPOSITIVO DE MEDICIÓN AMBIENTAL**

Una vez implementado el hardware se requiere de una rutina que permita la medición de todas las variables ambientales que sensa el dispositivo. Para esto se elaboró un programa dentro de la plataforma arduino que permite realizar estas acciones. El programa consta de una rutina que se repite cada 90 segundos, en donde se evalúa cada entrada I2C del multiplexor, recibiendo los datos de temperatura y humedad, presión, luminosidad, índice UV, concentración de CO₂, campo magnético y finalmente se realiza la lectura analógica del nivel de ruido ambiental. En la Figura 58 se observa el diagrama de flujo de la rutina que permite la medición de las variables ambientales a través de la tarjeta ESP32.

Figura 58

Diagrama de flujo de lectura de datos ambientales



CAPÍTULO V

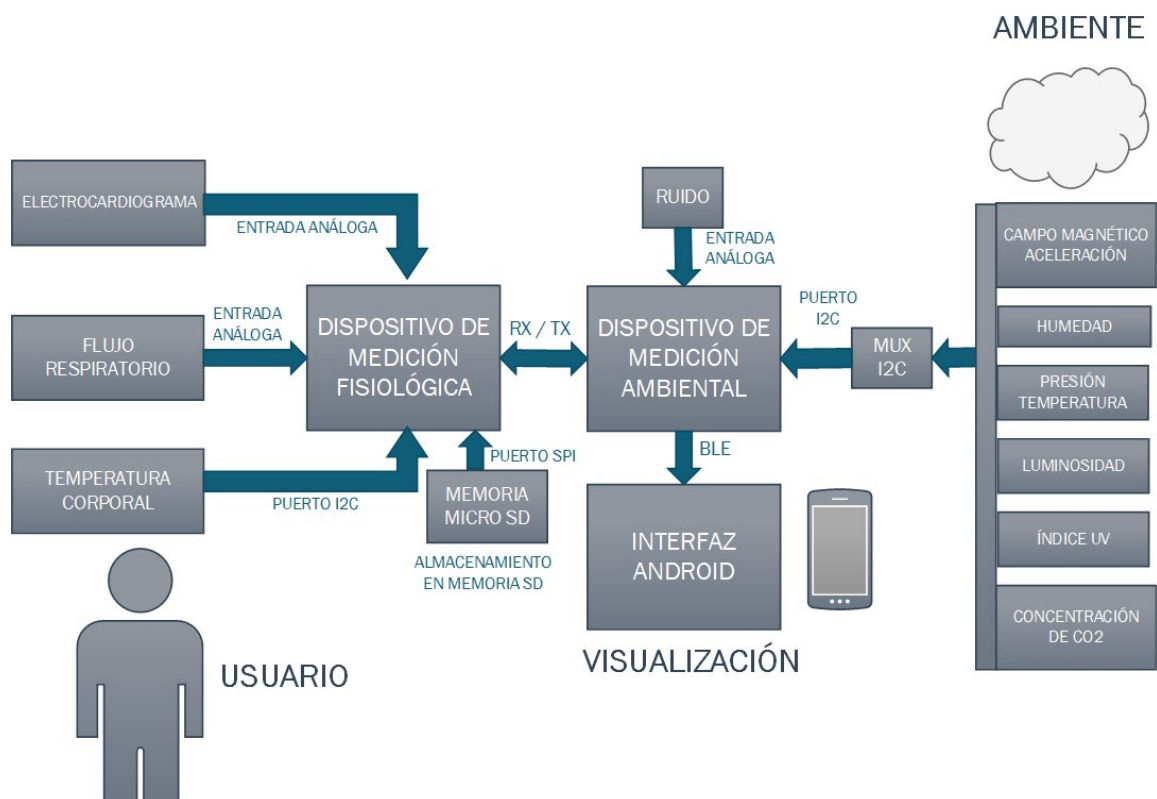
INTEGRACIÓN DE LA PLATAFORMA MULTISENSADO.

INTRODUCCIÓN.

El sistema final integrado está compuesto por los dispositivos de medición medioambiental y fisiológica interconectados entre sí, siendo uno de ellos el concentrador el cual se encuentra conectado a través de bluetooth a un dispositivo celular que posee una aplicación móvil misma que permite visualizar los datos en tiempo real para que el usuario observe las variables de su interés. En la Figura 59 se presenta el diagrama de bloques del sistema de medición integrado con cada uno de sus componentes y variables medidas.

Figura 59

Diagrama de bloques del sistema de medición integrado



En este capítulo se presenta el desarrollo de la comunicación entre los dispositivos de medición medioambiental y fisiológico, el diseño de la aplicación móvil. Adicional, se presentan las pruebas de funcionamiento y un análisis estadístico de correlación de los datos almacenados en memoria, con el fin de determinar si existe alguna influencia de las variables ambientales en las fisiológicas de cada paciente.

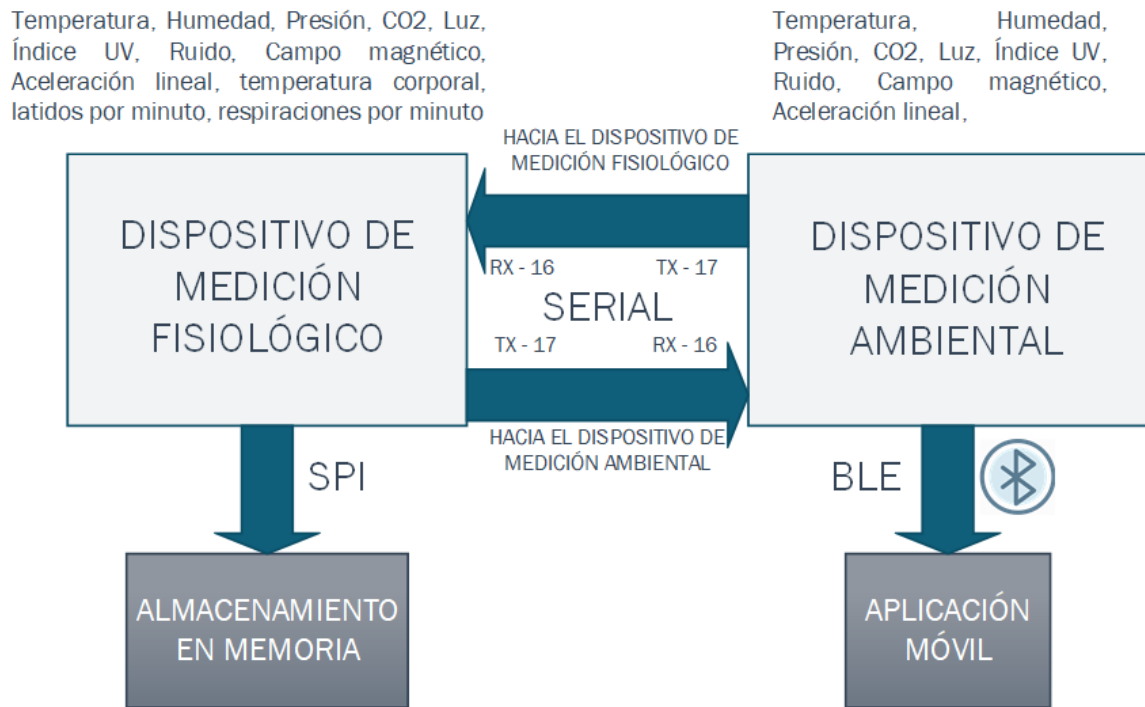
COMUNICACIÓN ENTRE DISPOSITIVOS.

Los dispositivos de medición fisiológica y ambiental requieren de comunicación bidireccional para centralizar los datos obtenidos en tiempo real y poder enviarlos a la aplicación de visualización que posee el usuario. Los datos son enviados mediante el puerto serial que poseen las tarjetas ESP32 de ambos dispositivos, el dispositivo de medición ambiental envía los datos de temperatura, presión, humedad, campo magnético, aceleración lineal, concentración de CO₂, nivel de ruido, luminosidad e índice UV.

El dispositivo de medición fisiológica recibe los datos, los almacena en la memoria SD y posteriormente envía los datos recibidos juntos con los valores obtenidos de las variables de temperatura cutánea, latidos y respiraciones por minuto al dispositivo de medición ambiental para poder transmitirlo mediante bluetooth al dispositivo de visualización. En la Figura 60 se puede observar el diagrama de conexión para la comunicación serial entre los dispositivos del sistema, indicando los pines correspondientes a las conexiones de transmisión y recepción de datos seriales en ambas tarjetas de control de los dispositivos.

Figura 60

Diagrama de conexión del sistema



DESARROLLO DE APLICACIÓN ANDROID.

El desarrollo de la aplicación móvil para la visualización de las variables de la plataforma consta de 5 pantallas. La aplicación móvil permite observar los datos del sistema ya sean fisiológicos o ambientales dependiendo de la pantalla seleccionada. De la misma manera permite observar la ubicación del paciente mediante GPS, graficar los datos recibidos durante un minuto y posee un sistema de alertas cuando existan alguna alteración en los rangos medidos de ciertas variables. A continuación, se presenta el diseño de todas las pantallas que conforman la aplicación móvil del sistema integrado.

PANTALLA DE CARGA.

La pantalla de carga es la primera que se observa al iniciar la aplicación móvil. En esta pantalla se muestra un logo referente al propósito de la aplicación, el cual es la medición ambiental y fisiológica. En la Figura 61 se observa los demás componentes visuales que conforman la interfaz de la pantalla de carga.

Figura 61

Pantalla de carga de la aplicación móvil



La transición de la pantalla de carga a la pantalla principal se ejecuta en un tiempo aproximado de 5 segundos. Durante ese tiempo se realiza una animación de rotación en el ícono

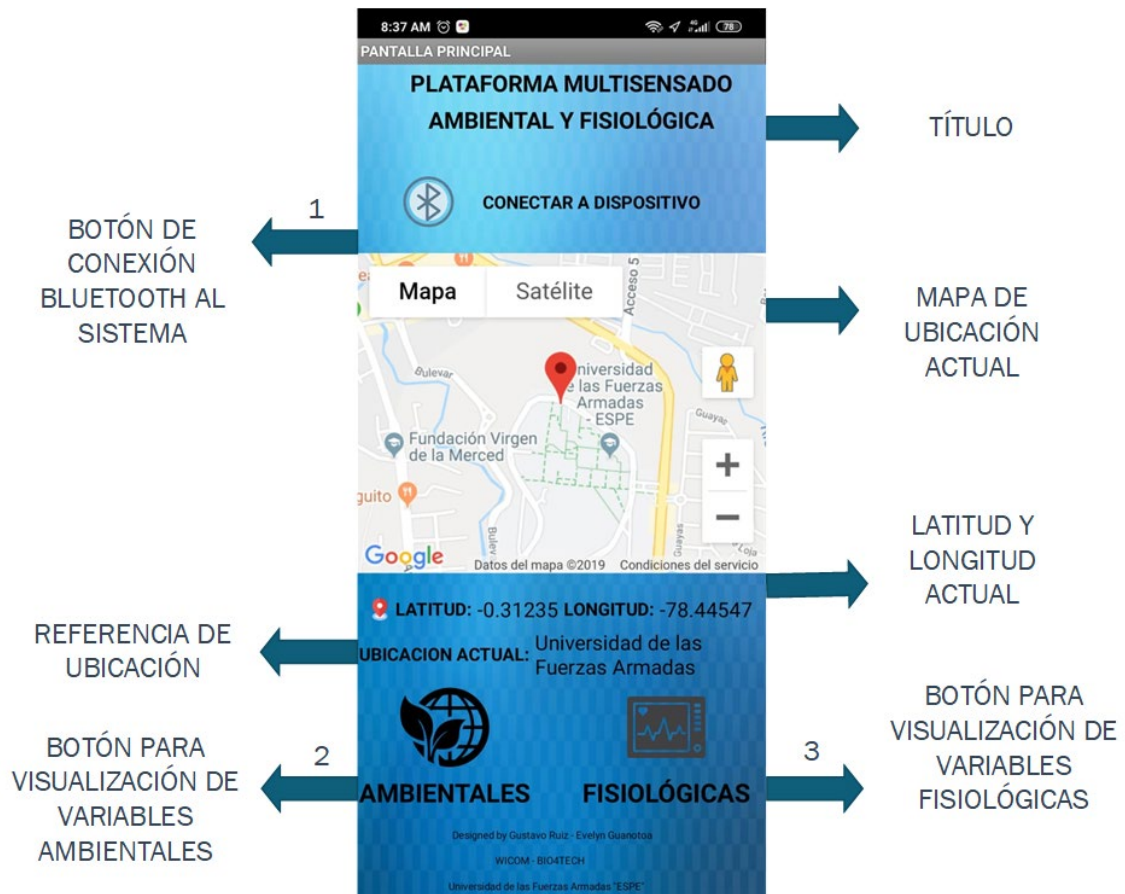
de carga hasta cumplir con el tiempo establecido. Se procede a cerrar la pantalla de carga y abrir la pantalla principal.

PANTALLA DE PRINCIPAL.

La pantalla principal está conformada por varios componentes visuales como se observa en la Figura 62. En la parte central se muestra el mapa de ubicación actual del paciente. También existen los íconos - botones 2 y 3 (ver Figura 62) que permiten la transición entre pantallas de visualización de variables.

Figura 62

Interfaz gráfica de pantalla principal



Una vez ingresado en la pantalla principal, se requiere realizar la conexión del móvil con la plataforma multisensado. Para esto se pulsa el botón de conexión (ver Figura 62) y se selecciona el dispositivo ESP32 de la ventana de dispositivos Bluetooth vinculados.

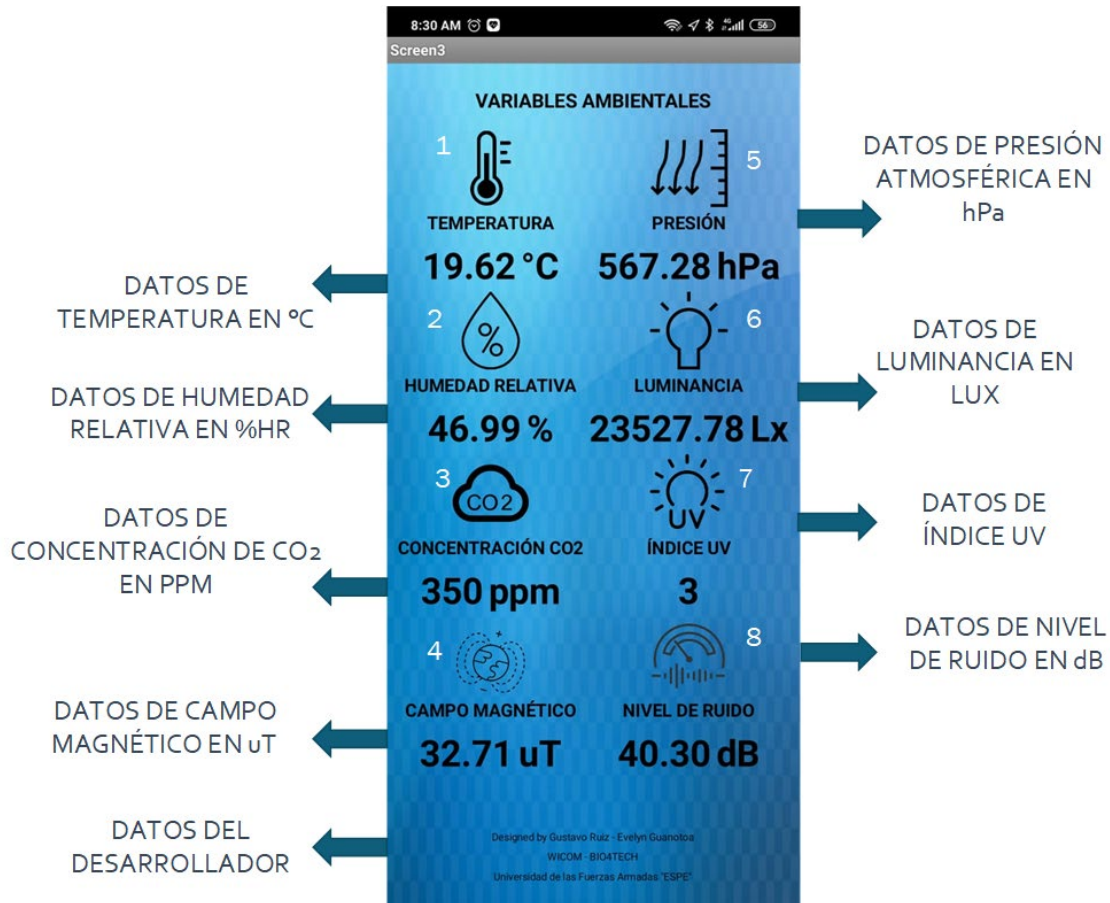
En esta pantalla se realiza la conexión con una API de Google Maps que permite abrir en el mapa la ubicación actual que es leída por el GPS incorporado del dispositivo móvil. Se realiza también el almacenamiento de los datos que son recibidos a través del dispositivo de medición en una base de datos incorporada para poder observar los valores medidos en las pantallas de visualización ya sea ambiental o fisiológica dependiendo del botón de selección que se haya presionado (ver Figura 62).

PANTALLA DE VISUALIZACIÓN AMBIENTAL.

La pantalla de visualización ambiental está compuesta por los íconos del 1 al 8 como se observa en la Figura 63. En esta pantalla se pueden observar los datos ambientales con su respectiva unidad de medida. Cada uno de los íconos permiten abrir una ventana de graficación en donde se visualizan los datos en tiempo real.

Figura 63

Interfaz gráfica de la pantalla de visualización ambiental



En esta pantalla también se realizó un sistema de alertas que se muestra cada vez que exista un valor excesivo en ciertas variables ambientales. En la Figura 64 se observan los notificadores de alerta implementados para radiación UV alta, dióxido de carbono y nivel de ruido excesivo.

Figura 64

Notificaciones de alerta de variables ambientales



La pantalla abre la base de datos, selecciona el último dato ingresado para separar cada uno mediante el carácter “,” y poder ingresarlos en cada una de las cajas de texto correspondiente a la variable ambiental. Compara el valor de las variables para indicar si existe alguna alerta en el ambiente. Si no continúa el proceso de actualización de los datos.

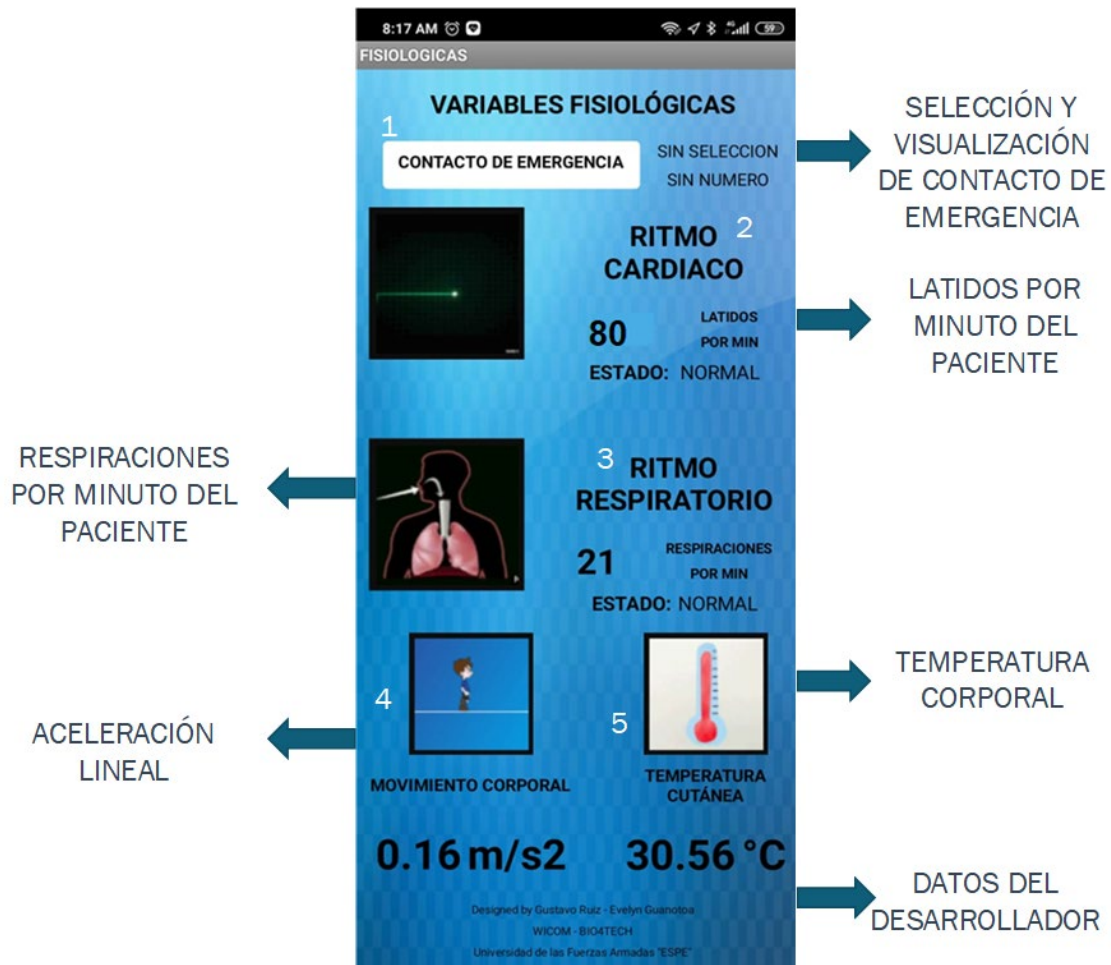
PANTALLA DE VISUALIZACIÓN FISIOLÓGICA.

La pantalla de visualización fisiológica al igual que la de visualización ambiental está conformada por íconos – botones del 2 al 5 como se observa en la Figura 65. En esta pantalla se muestran los datos de ritmo cardíaco, ritmo respiratorio, movimiento corporal y temperatura del paciente que está utilizando el sistema. Los íconos permiten abrir la ventana de graficación de variables para poder observar el cambio estas en tiempo real. El botón 1 permite abrir la lista de

contactos y seleccionar un número de emergencia para cuando exista alguna alteración del ritmo cardíaco del paciente.

Figura 65

Interfaz gráfica de la pantalla de visualización fisiológica



La pantalla separa los últimos datos recibidos y los coloca en los cuadros de texto para poder visualizarlos en pantalla. El sistema consta de una notificación que permite dar una alerta de ritmo cardíaco elevado. El mensaje de alerta solicita la respuesta de si el paciente se encuentra realizando alguna actividad física que haya podido elevar el ritmo cardíaco. Si el paciente responde "NO" la aplicación enviará un mensaje de texto al contacto seleccionado de emergencia

con la ubicación de latitud y longitud actual, así como la referencia más cercana como se observa en Figura 66.

Figura 66

Notificación de altera por ritmo cardiaco elevado



PANTALLA DE GRAFICACIÓN.

La pantalla de graficación permite observar el cambio de las variables ya sean ambientales o fisiológicas dependiendo de cuál haya sido seleccionada o de que pantalla provenga. Todas las variables del sistema se pueden graficar durante un periodo de tiempo de un minuto. A manera de ejemplo en la Figura 67 se observa la interfaz de la pantalla de graficación de la señal de ruido ambiental.

Figura 67

Interfaz gráfica de la pantalla de graficación



Se verifica la variable que ha sido seleccionada ya sea de la pantalla ambiental o fisiológica para poder escoger la gráfica respectiva de escalamiento. Dentro de esta rutina se logra identificar el valor actual, máximo y mínimo que se obtuvo durante el tiempo de graficación en pantalla.

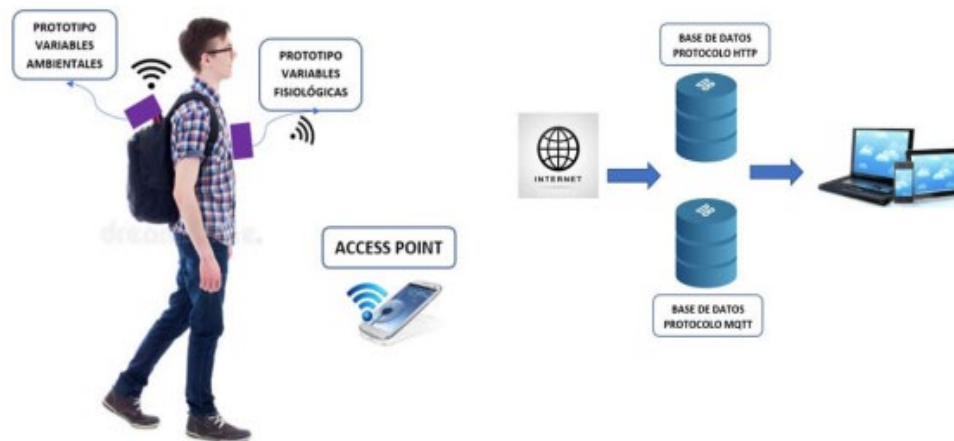
ALGORITMO DEL SISTEMA INTEGRADO.

La rutina final del sistema integrado fue implementada en base a los diagramas de flujo que se observan en la Figura 69 y Figura 70 . En esta rutina se incluye el envío de datos hacia un servidor web, así como su almacenamiento en una base de datos MySQL que fue implementado con el trabajo de investigación denominado “Evaluación del desempeño de un sistema de

medición de señales fisiológicas y ambientales en tiempo real con geoposicionamiento” realizado por la alumna Evelyn Guanotoa (Guanotoa, 2020). El sistema en conjunto realiza todas las funciones ya mencionadas en los capítulos anteriores, añadiendo la transmisión de datos mediante protocolo WIFI como se observa en la Figura 68. Los datos ambientales son enviados de manera serial a la tarjeta que procesa los datos fisiológicos (ver Figura 70). En el dispositivo fisiológico se reciben los datos ambientales, se concatena a un arreglo de caracteres los datos ambientales y se almacenan en la memoria SD. También se guardan arreglos de 60 datos que permiten ser enviados por WIFI (ver Figura 69) hacia el servidor web del trabajo de investigación antes mencionado. Se procede a enviar el arreglo de datos conjuntos de manera serial nuevamente al dispositivo de medición ambiental el cual es el encargado de enviarlos a través de bluetooth hacia la aplicación del dispositivo móvil para su visualización respectiva (ver Figura 70).

Figura 68

Diagrama de bloques de la transmisión del sistema de medición integrado



Nota. Tomado de Guanotoa, E. (2020). *Evaluación del desempeño de un sistema de medición de señales fisiológicas y ambientales en tiempo real con geoposicionamiento.* Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

Figura 69

Diagrama de flujo de rutina del dispositivo de medición fisiológica.

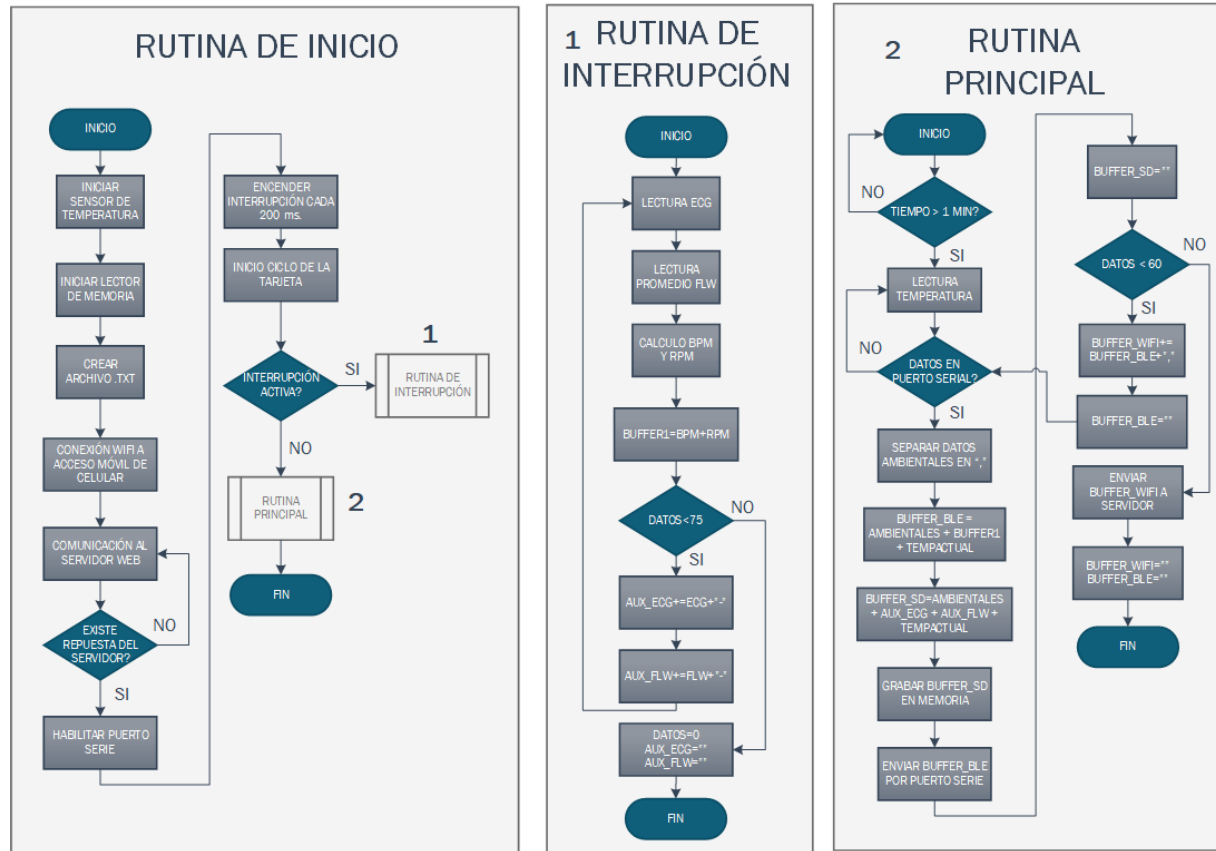
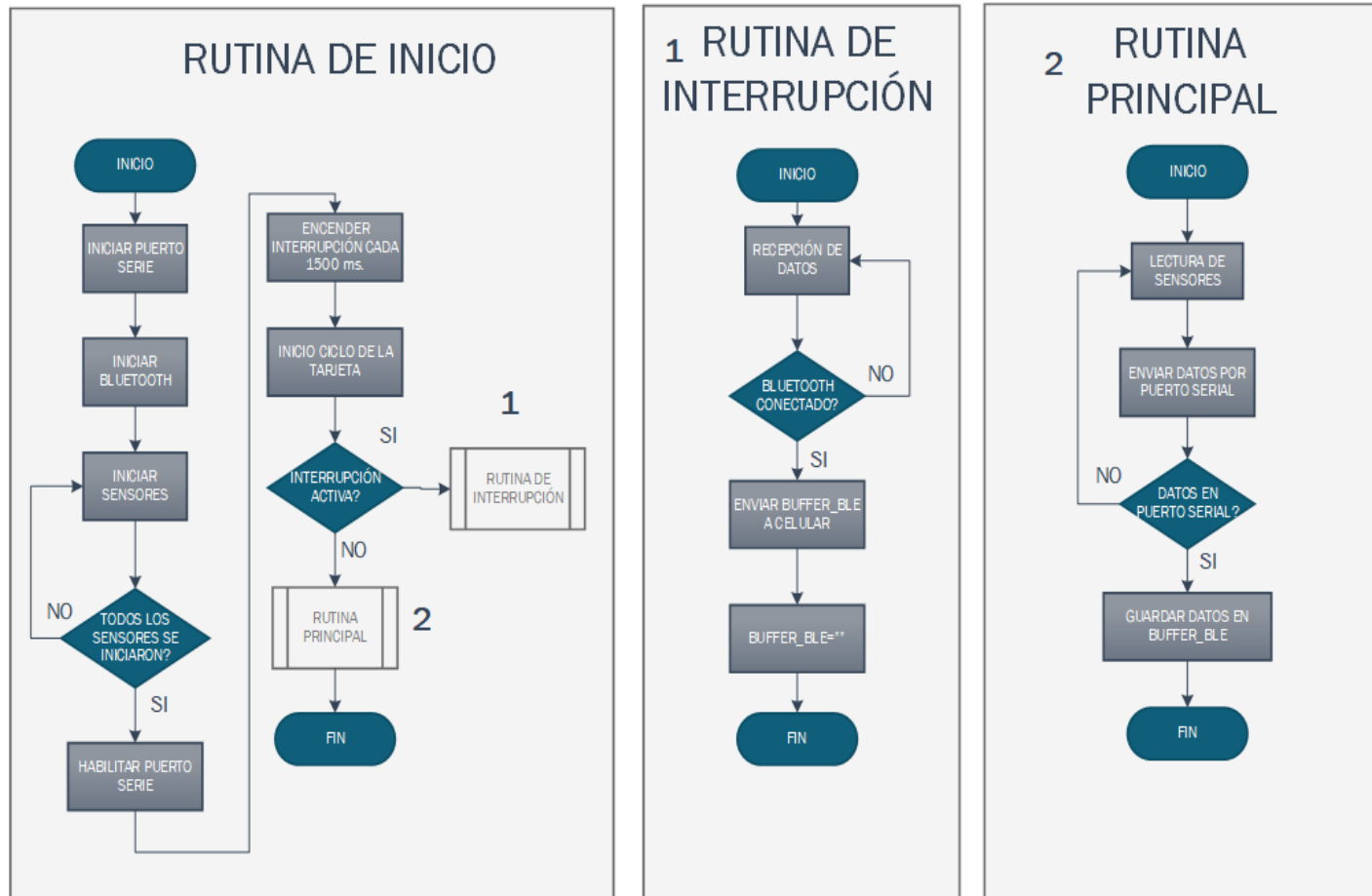


Figura 70

Diagrama de flujo de la rutina del dispositivo de medición ambiental



PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Una vez implementado e integrado el sistema de medición medioambiental y fisiológico se procedió a realizar pruebas de funcionamiento y toma de datos para posteriormente analizar posibles correlaciones entre estas variables. Las pruebas del prototipo fueron realizadas con sujetos sanos de entre 23 a 25 años de edad estudiantes de la carrera de Ingeniería Electrónica, Automatización y Control.

Una vez obtenidos los datos respectivos de cada paciente se realizó un análisis de correlación para determinar si existe alguna influencia de las variables fisiológicas en los estudiantes que utilizaron el dispositivo. A continuación, se presentan las señales resultantes de las mediciones, así como los resultados de las correlaciones entre cada una de las variables fisiológicas y ambientales.

PARÁMETROS DE PRUEBAS

La base de datos para el análisis de correlación fue realizada a 8 estudiantes de sexo masculino durante un periodo de dos semanas. Cada estudiante se colocó el dispositivo y realizaba su rutina cotidiana dentro de la universidad durante máximo dos horas, la cual es la duración total de las baterías del sistema. Se formaron 4 grupos de 2 estudiantes para realizar el mismo día en semanas diferentes la toma de datos respectiva. Las pruebas fueron realizadas de lunes a jueves en horario de entre 7 a 11 de la mañana. Los pacientes que se encuentran en el mismo horario y mismo día realizan una rutina igual con el fin de identificar patrones de similitud en los coeficientes de correlación de las señales.

PROCESAMIENTO DE DATOS

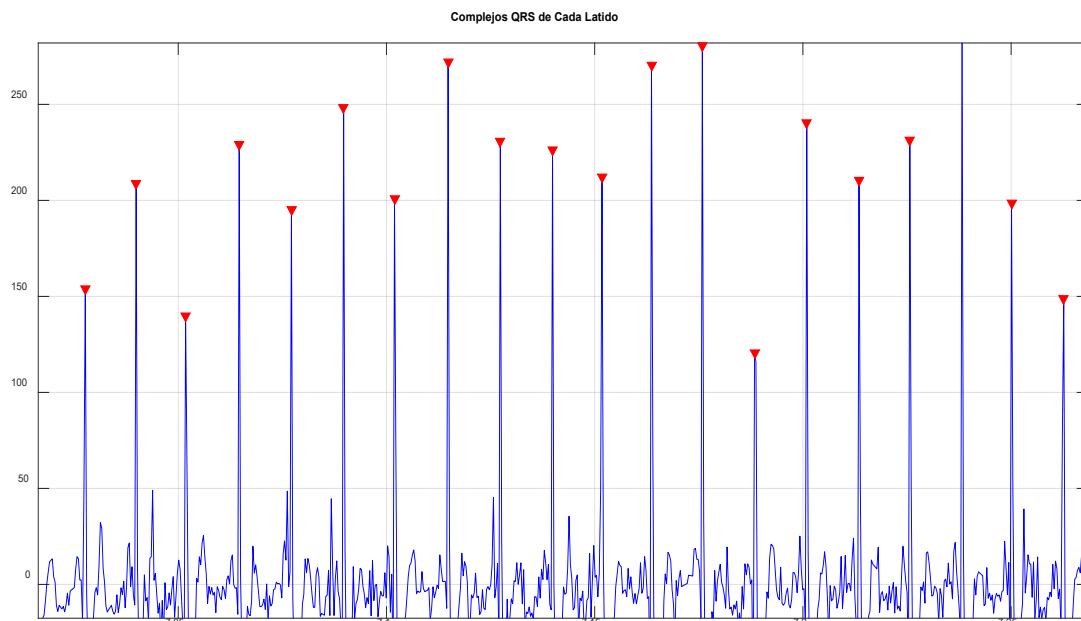
Una vez obtenidos los datos correspondientes, se requiere el procesamiento de las señales tanto ambientales como fisiológicas. El procesamiento permite identificar parámetros de cada señal para poder formar las matrices de correlación entre las diferentes variables. A continuación, se indicará el procesamiento realizado de los datos correspondientes a las variables fisiológicas y ambientales.

DATOS FISIOLÓGICOS

Para las señales ECG de cada paciente se identificó el complejo QRS y los intervalos R - R de cada latido como se observa en la Figura 71.

Figura 71

Identificación de complejos QRS de la señal ECG

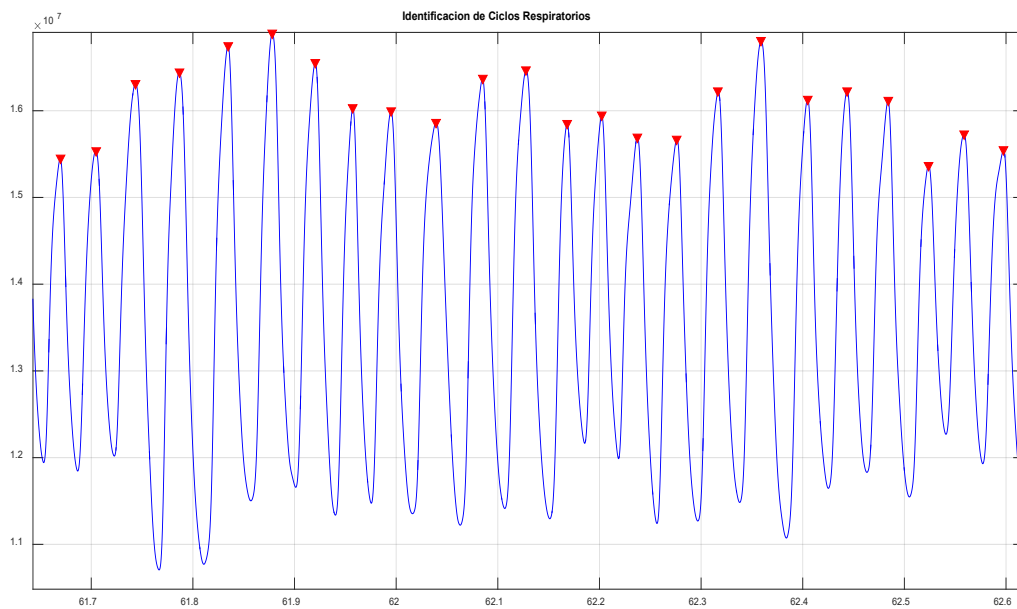


Una vez identificados los complejos QRS e intervalos R - R se procedió al cálculo de la variabilidad del ritmo cardiaco específicamente los parámetros de standard deviation NN (SDNN)

y root mean square RR (RMSSD), así como los latidos por minuto para cada señal. De la misma manera para la señal FLW, se procedió al cálculo de las respiraciones por minuto (RPM) de cada paciente. Para esto se requiere identificar cada ciclo respiratorio utilizando los valores máximos de la señal como se observa en la Figura 72.

Figura 72

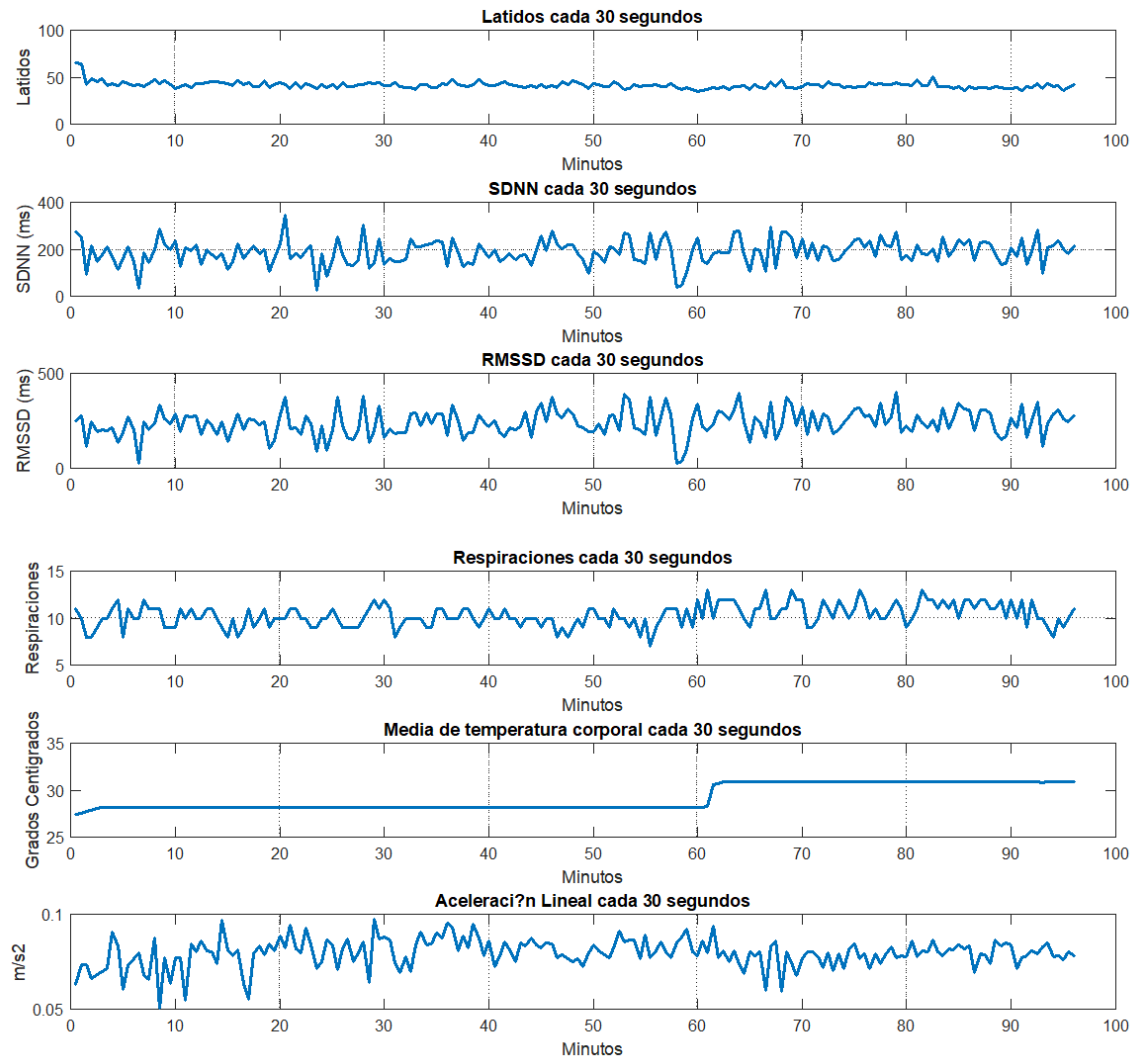
Identificación de ciclos respiratorios de la señal FLW



El cálculo de cada uno de los valores de BPM, RPM, RMSSD y SDNN se los realiza cada 30 segundos para cada paciente durante todo el periodo de datos registrados. Por otro lado, para las señales de movimiento y temperatura corporal se realizó el cálculo de la media cada 30 segundos en toda la señal registrada. En la Figura 73 se puede observar las señales obtenidas del procesamiento de los datos fisiológicos de un paciente.

Figura 73

Media de BPM, RMSSD, SDNN, RPM, temperatura y movimiento del paciente 1.



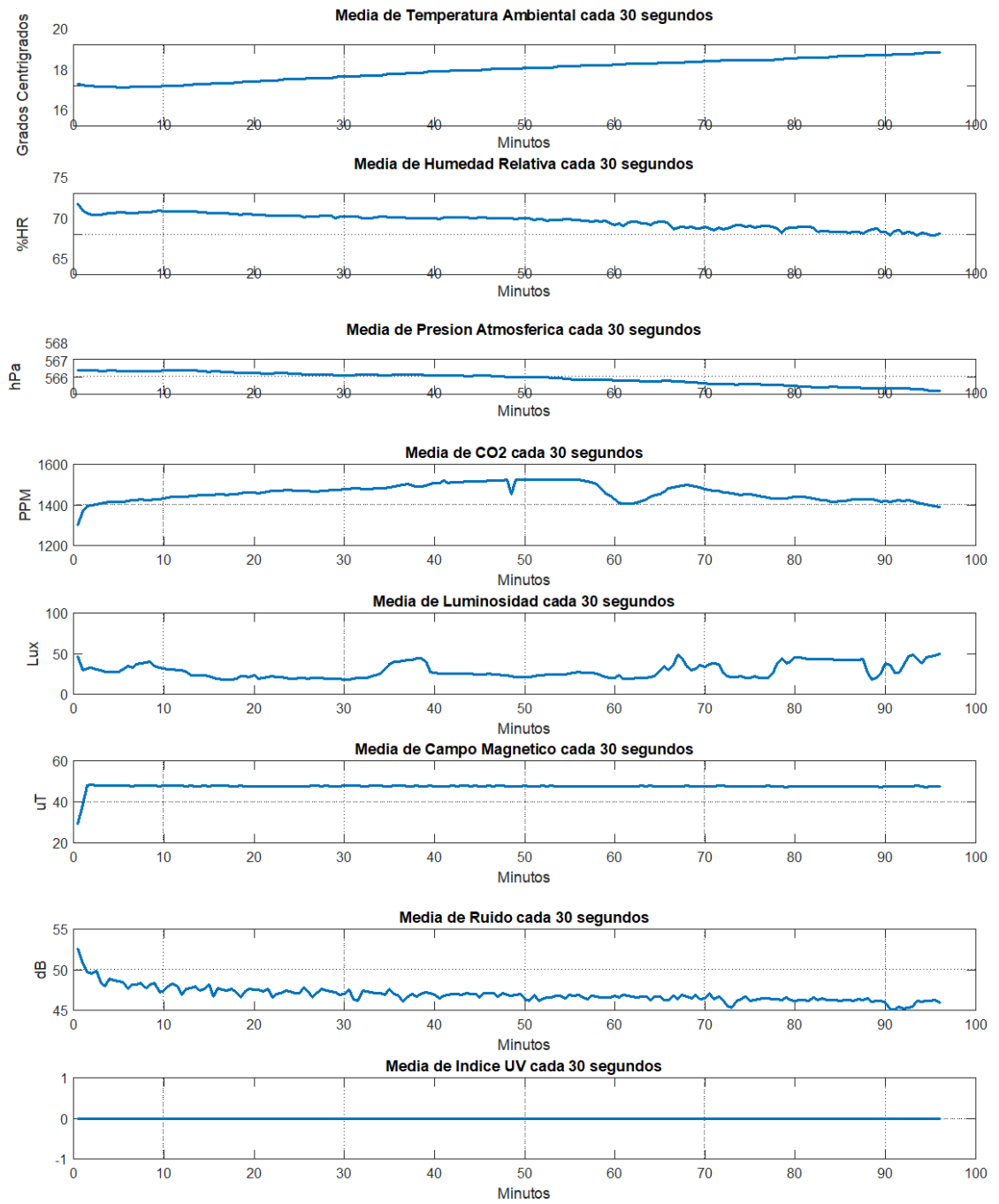
DATOS AMBIENTALES

El procesamiento realizado para cada variable ambiental registrada es similar a lo realizado para las variables fisiológicas de temperatura corporal y aceleración lineal. Se realizó el cálculo de la media y desviación estándar de cada una de las señales en un periodo de tiempo de 30 segundos. Se compara el valor de la media con cada uno de los valores del periodo de tiempo para identificar si existe un valor que esté fuera del rango de 5 desviaciones estándar.

Una vez realizado todo este proceso para la totalidad de cada una de las señales se procede al cálculo nuevamente de las medias de cada señal para formar los vectores correspondientes de cada variable y poder formar las matrices de correlación. En la Figura 74 se observan los valores medios de cada señal de uno de los pacientes.

Figura 74

Media de las señales ambientales del paciente 1



ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos ambientales y fisiológicos procesados permiten formar las matrices de correlación en donde se evalúa cada variable ambiental con cada variable fisiológica. El cálculo de correlación se realizó para la duración total de las señales de cada paciente. Una vez obtenidos todos coeficientes de correlación se procedió a calcular la media y desviación estándar para cada correlación entre todos los pacientes.

En la Tabla 27 se observan los valores medios y la desviación estándar de las correlaciones correspondientes a cada variable teniendo como mejores resultados los valores de correlación entre temperatura ambiental y temperatura corporal con una correlación promedio de 0,6692; humedad relativa y latidos por minuto con una correlación promedio de 0,2247, luminosidad y temperatura corporal con una correlación promedio de 0,35; índice UV y movimiento corporal con una correlación promedio de 0,3026 y concentración de CO₂ con una correlación promedio de 0,2363.

Tabla 27

Media \pm Sd de Correlación de variables ambientales y fisiológicas

VARIABLES	BPM	SDNN	RMSSD	RPM	T.	MOV
					CORP	
TEMPERATURA	-0,2338	0,1075	0,1043	0,0826	0,6692	-0,1779
AMBIENTAL	\pm	\pm	\pm	\pm	\pm	\pm
	0,2468	0,0904	0,0869	0,0794	0,3828	0,2849

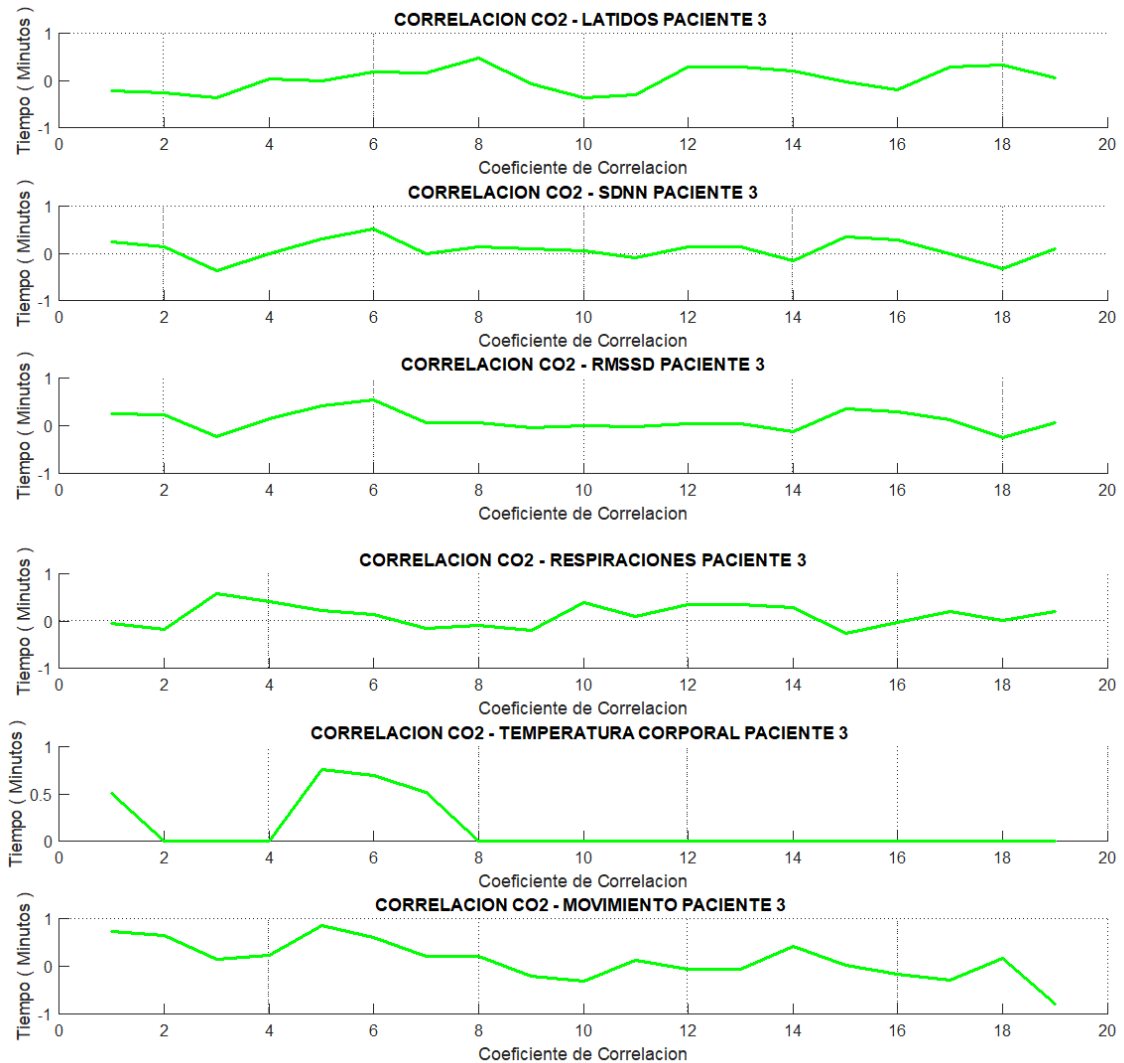
VARIABLES	BPM	SDNN	RMSSD	RPM	T.	MOV
					CORP	
HUMEDAD	0,2247±	-	-0,0777	-0,0828	-0,603	0,1280
RELATIVA	0,2766	0,0795	±	±	±	±
		±	0,1088	0,1063	0,5224	0,3389
		0.1115				
PRESIÓN	-0,01184 ±	0,0382	0,0494	-0,0098	0,1092	-0,0765
ATMOSFÉRICA	0,3305	±	±	±	±	±
		0,1252	0,1145	0,1212	0,7114	0,1814
LUMINOSIDAD	0,0190 ±	0,0925	0,0798	0,0219	0,3489	0,0834
	0,0601	±	±	±	±	±
		0,0861	0,1034	0,0781	0,2850	0,3805
ÍNDICE UV	-0,0583 ±	0,0315	0,0170	0,0325	0,1115	0,3026
	0,0375	±	±	±	±	±
		0,0481	0,0562	0,0829	0,0670	0,0359

VARIABLES	BPM	SDNN	RMSSD	RPM	T.	MOV
					CORP	
CONCENTRACIÓN	-0,0916 ±	0,0457	0,0502	-0,0401	0,2363	-0,1355
DE CO₂	0,2256	±	±	±	±	±
		0,1799	0,1442	0,1306	0,4591	0,2229
CAMPO	-0,0258 ±	-0,0872	-0,0624	-0,0359	-0,2050	-0,0567
MAGNÉTICO	0,2255	±	±	±	±	±
		0,0806	0,0899	0,0959	0,2910	0,1912
NIVEL DE RUIDO	0,1164 ±	-0,0913	-0,0617	-0,023	-0,1558	0,0397
	0,2385	±	±	±	±	±
		0,0957	0,0808	0,1301	0,4196	0,2228

Adicional, se realizaron dos pruebas para observar las correlaciones existentes en periodos de temporales más cortos. De igual manera, se estimaron los parámetros de las señales cada 30 segundo para periodos de tiempo de 15 minutos donde se estimaba la correlación. Para obtener un solapamiento en los periodos de análisis la ventana actual se desplazaba 5 minutos y se realizó nuevamente el análisis de correlación. Con esto se obtuvieron entre 11 a 19 matrices de correlación en cada paciente. En la Figura 75 se presenta la gráfica de los coeficientes de correlación obtenidos para la señal de CO₂ del sujeto de prueba 3.

Figura 75

Correlación de CO₂ del paciente 3

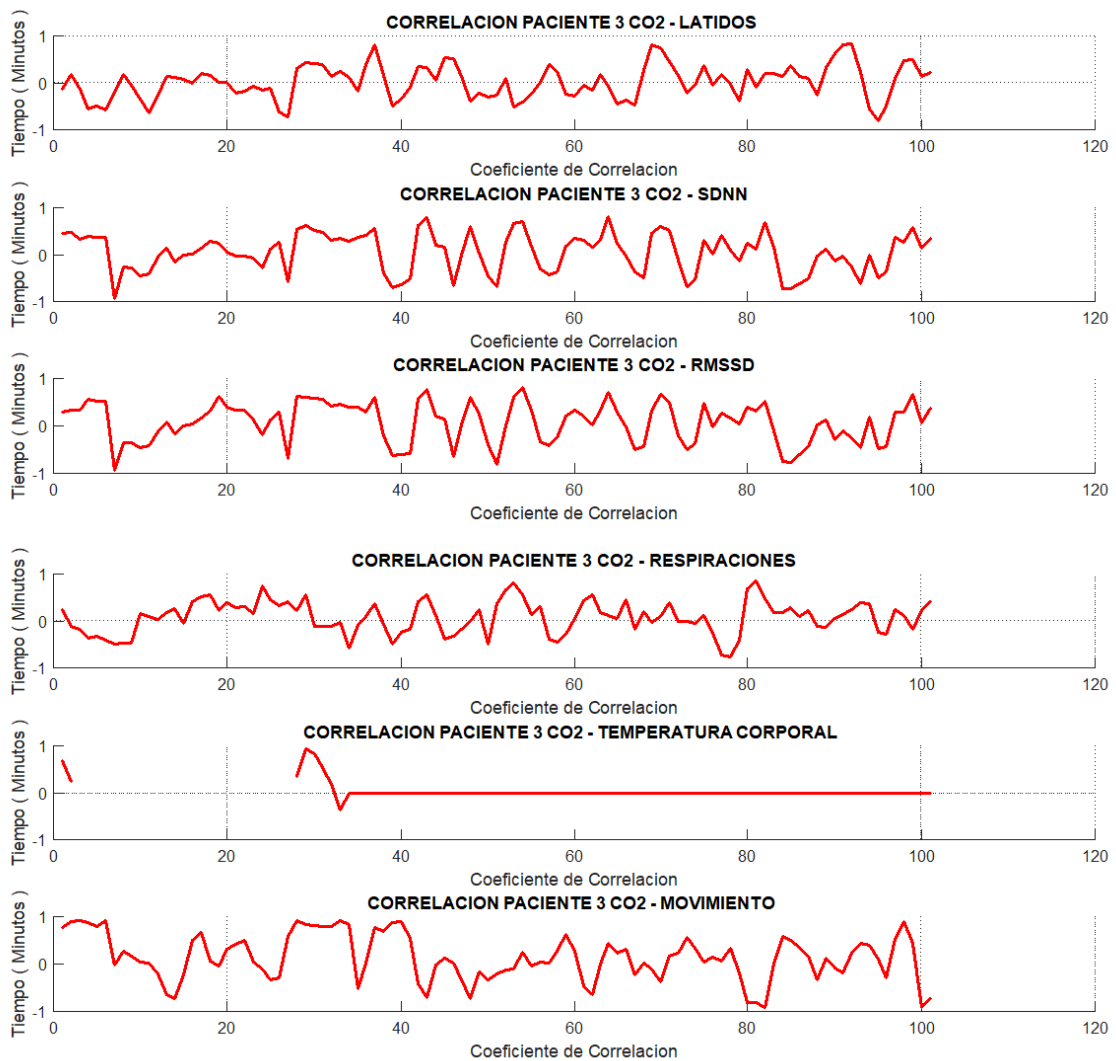


Para la segunda prueba realizada se tomó periodos de tiempo de 5 minutos, con un desplazamiento de 1 minuto para el siguiente periodo de tiempo. En este caso se obtuvieron un número de matrices cercanas a la cantidad de minutos de las señales, aproximadamente entre 60 y 120 para cada paciente. En la Figura 76 se presentan los coeficientes de correlación de CO₂ del paciente 3.

En ninguno de los dos casos se observó que exista una correlación directa entre las variables, únicamente se observaron valores máximos de correlación que decaían nuevamente con el transcurso del tiempo.

Figura 76

Coefficientes de correlación de CO2 cada 5 minutos del paciente 3



CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

HARDWARE DEL SISTEMA.

Para el presente trabajo de investigación, se diseñó e implementó una plataforma de registro de variables ambientales y fisiológicas compuesta por dos dispositivos interconectados mutuamente. Las señales que se registran en el sistema conjunto son: electrocardiograma (ECG), flujo respiratorio (FLW), temperatura y movimiento corporal, temperatura ambiental, humedad relativa, presión atmosférica, concentración de CO₂, índice UV, luminancia, campo magnético y nivel de ruido.

El dispositivo de medición fisiológica está compuesto por una tarjeta de adquisición ESP32, un banco de baterías, un sensor de medición de temperatura y los módulos de medición de FLW y ECG basados en los trabajos de Arias (Arias, 2018) y Betancourt (Celena Betancourt, 2018). Cada módulo está acondicionado análogamente por componentes electrónicos activos y pasivos dependiendo de cada señal. La etapa de filtrado es una de las más importantes dentro del acondicionamiento análogo ya que permite eliminar el ruido en altas y bajas frecuencias para las señales que se registran. Estos filtros no deben desfasar a la señal original por lo que se recomienda verificar los diagramas de bode correspondientes y asegurar que las señales no sean alteradas al momento de aplicar el filtro respectivo.

Para el registro de temperatura corporal se utilizó el sensor ADT7410, este permite la medición de temperatura y envió de datos por puerto I2C hacia la tarjeta ESP32. El sensor registra la temperatura en el pecho de cada paciente por lo que se realizó una calibración de las medidas con un termómetro comercial. Se realizó un ajuste de 3.64°C a las medidas tomadas del pecho obteniendo un error de 0.1% con las medidas del termómetro comercial. Se debe tomar en cuenta

que este ajuste debe realizarse dentro de la tarjeta de procesamiento digital para poder enviar los datos reales de temperatura hacia el dispositivo móvil.

Para el registro de movimiento corporal se utilizó el módulo BNO055 mismo que permite la medición de aceleración lineal y campo magnético para el dispositivo de medición ambiental. Se comparó los valores del sensor con los de una aplicación de celular que permite acceder a los datos del acelerómetro propio del dispositivo móvil. En esto se pudo observar que existe una diferencia del 10.16% entre los valores y un error cuadrático medio de 0.0026 por lo que se afirmó que las medidas realizadas por el sensor son correctas.

Una vez concluida la implementación de hardware del dispositivo de medición fisiológico se procedió a diseñar un algoritmo que permita detectar los puntos máximos de las señales de ECG y FLW, para esto se estableció una frecuencia de muestreo de 50 Hz con eso se puede obtener un total de 3000 muestras en un minuto para el análisis de las respiraciones y latidos del paciente. Se tomó en cuenta que se debe comprobar que el algoritmo detecte correctamente el complejo QRS y el pico inspiratorio para lo cual previamente se observó mediante el monitor serial de la plataforma arduino esto comprobando que no se detectaron valores erróneos.

El dispositivo de medición ambiental está compuesto por una tarjeta de adquisición ESP32, una batería de 8800mAh y 7 sensores que realizan las medidas de las variables medioambientales antes mencionadas. Para esto se seleccionaron algunos sensores y se los comparó con la referencia proporcionada por las estaciones meteorológicas municipales para el caso de las variables de temperatura, presión, humedad e índice UV obteniendo como resultados una diferencia de 0.28 % y un error cuadrático medio de 0.0046 para el sensor HTU21DF en las medidas de temperatura; una diferencia promedio de 0.28 % y un error cuadrático medio de 0.0046 para el sensor MPL3115A2 en las medidas de presión atmosférica; una diferencia

promedio de 0.21% y un error cuadrático medio de 0.0092 para el sensor HTU21DF en las medidas de humedad relativa y finalmente una diferencia de 0% para el sensor VEML6070 en las mediciones de índice UV comprobando que los sensores entregan una medida muy cercana a la real.

De igual manera, para las variables de luminosidad, campo magnético y ruido ambiental se comprobaron las medidas entregadas por los sensores seleccionados utilizando diferentes aplicaciones móviles que permiten acceder a los datos de los sensores que viene incorporado en el dispositivo móvil utilizado para estas pruebas. En estas validaciones se obtuvieron como resultados una diferencia promedio de 4.32 % y un error cuadrático medio de 3.3 para las medidas de luminosidad; una diferencia promedio de 2.26 % y un error cuadrático medio de 1.38 para las medidas de campo magnético y una diferencia promedio de 2.83% con un error cuadrático medio de 0.8991 para las medidas de ruido ambiental comprobando que los tres sensores seleccionados entregan medidas muy parecidas a la referencia de los aplicativos móviles respectivos. Se debe tomar en cuenta que estas aplicaciones no son referencias calibradas como dispositivos especializados para la medida de cada una de las variables, sin embargo, se tomó como correctas estas validaciones debido a la falta de equipos que permitan la calibración de estos sensores.

Para las medidas de concentración de dióxido de carbono se seleccionó el sensor óptico SCD30, sin embargo, no se pudo realizar la validación de los datos como en los casos anteriores debido a la falta de equipos que sirvan como referencia para el sensado químico de esta variable. Por esta razón se utilizaron las curvas de calibración que el fabricante proporciona para comprobar las correctas medidas de este sensor.

La integración del sistema de registro medioambiental requirió de la implementación de un componente que permite multiplexar las entradas del puerto I2C de la tarjeta ESP32. Para esto se utilizó el módulo TCA9548, mismo que permite conectar hasta 8 sensores que requieran de comunicación I2C. Se debe tomar en cuenta que este módulo requiere que cada sensor disponga de una dirección diferente para que no exista problemas al momento de habilitar o deshabilitar cada entrada y leer los datos de los sensores.

Algunos de los sensores requirieron ser colocados en diferentes lugares para que no existan perturbaciones al momento de tomar las medidas de sus variables. Esto se tomó en cuenta debido a que existe la posibilidad que se pueda generar medidas erróneas al momento de que el usuario realiza acciones como el habla, respiración o simplemente por la inducción de corriente que pueden causar las baterías.

INTEGRACIÓN DEL SISTEMA.

El sistema integrado requirió de la comunicación cableada por protocolo serial entre los dispositivos de medida medioambiental y fisiológica, seleccionando el primero para concentrar los datos, almacenarlos y transmitirlos hacia un dispositivo móvil que posee una aplicación para la visualización de las variables en tiempo real. Los datos transmitidos por protocolo serial de un dispositivo a otro son enviados mediante una cadena de caracteres en donde se identifica cada una de las variables por el separador “,” utilizado. Esto permite facilitar el procesamiento de los datos almacenados en memoria y la identificación de estos al momento de transmitirlos a la aplicación móvil que permite la visualización. Se utilizó este protocolo de transmisión debido a que el sistema conjunto ocupó varias de los puertos tanto SPI como I2C para el registro de las variables.

La aplicación móvil diseñada permite recibir los datos transmitidos mediante Bluetooth desde el sistema integrado de medición medioambiental y fisiológico. Se observó que se debe crear bases de datos y variables globales para poder conservar los datos en tiempo real de una pantalla hacia otra. Por otro lado, se recomienda comprobar que todos los elementos visuales de la pantalla diseñada sean colocados en porcentajes y no píxeles para que pueda adaptarse a cualquier tamaño de pantalla de los dispositivos móviles.

La transmisión Bluetooth requiere de cierta cantidad de corriente en el sistema para poder transmitir de forma correcta los datos, por esto se realizaron pruebas de autonomía de todo el sistema comprobando que el dispositivo que consume más corriente es el concentrador de datos y proporcionando una autonomía general del sistema de 2 horas, siendo esta la referencia que se utilizó para las pruebas de funcionamiento.

PRUEBAS Y RESULTADOS.

Para realizar las pruebas del sistema en conjunto y lograr obtener una base de datos que permita analizar las correlaciones que podrían existir entre las variables medioambientales y fisiológicas se seleccionó un grupo de 8 estudiantes, de sexo masculino y una edad de entre 23 a 26 años. Únicamente fueron seleccionadas personas de sexo masculino debido a que el dispositivo de medición fisiológico requiere estar en contacto directo con el pecho del paciente y resultaba ser muy incómodo la colocación a las mujeres.

Por otro lado, la duración de las pruebas para los 8 pacientes fue con un máximo de dos horas debido a la autonomía del sistema en general. Estas pruebas se las realizó dentro del Campus universitario manteniendo la rutina de cada uno de los alumnos durante su día. En este caso se buscó patrones en donde se repita la rutina entre los pacientes, es decir se encuentren en los mismos sitios durante la toma de datos. Para almacenar los datos, se recomienda colocar

un encabezado en cada archivo de la memoria con los datos básicos de los pacientes para poder diferenciar al momento de procesar los datos de cada paciente.

Una vez obtenida la base de datos se procedió a procesar las señales respectivas para su posterior análisis. Para esto se utilizaron ventanas de 30 segundos para el cálculo de la media en cada una de las variables ambientales, así como para el cálculo de los parámetros de latidos, respiraciones, rmssd y sdn. Se recomienda calcular la desviación estándar en las ventanas mencionadas anteriormente para poder identificar si existen valores inusuales o que superen las 5 desviaciones estándar para eliminar ese valor y poder calcular nuevamente la media en ese periodo de tiempo, así se puede tener una mejor base de datos para el análisis de correlación.

Finalmente, con los valores obtenidos en el procesamiento de los datos se formaron las matrices para el cálculo de los coeficientes de correlación de Pearson. Una vez calculados los coeficientes se observaron las medias y desviaciones estándar de cada correlación entre el total de los pacientes. Se observó que la mayor correlación existente fue la obtenida entre la temperatura corporal y temperatura ambiental con una media de 0,6692. Por otro lado, se obtuvieron medidas interesantes en los datos de humedad relativa y latidos por minuto con una correlación promedio de 0,2247, luminosidad y temperatura corporal con una correlación promedio de 0,35; y concentración de CO₂ y temperatura corporal con una correlación promedio de 0,2363.

Se realizaron dos pruebas adicionales con el fin de observar los niveles de correlación para rangos temporales más pequeños y analizar estos valores de correlación a lo largo del tiempo. En todas las matrices obtenidas para ambos casos, no se observaron valores de correlación que permitan concluir que alguna de las variables fisiológicas esté relacionada con las variables medioambientales.

Sin embargo, por la cantidad de pacientes y tiempo de toma de datos realizada no se puede concluir de manera más precisa que exista alguna correlación entre el medioambiente y las variables fisiológicas de los pacientes que fueron seleccionados. Se recomienda generar una base de datos con mayor número de pacientes y mejorar la autonomía del dispositivo para poder tomar una mayor cantidad de muestras durante el día. Adicional, se recomienda que los sujetos de prueba presenten una mayor similitud en las actividades cotidianas, o establecer un protocolo para someter a los sujetos de prueba a estímulos ambientales iguales para generar una nueva base de datos.

BIBLIOGRAFÍA

Adafruit. (s.f.). Obtenido de <https://www.adafruit.com/product/4089>

Adafruit. (s.f.). *Adafruit VEML6070 UV Sensor Breakout*. Obtenido de Adafruit:
<https://learn.adafruit.com/adafruit-veml6070-uv-light-sensor-breakout>

Adafruit. (s.f.). *Flora UV Index Sensor - Si1145 Light Sensor*. Obtenido de Adafruit:
<https://www.adafruit.com/product/1981>

Adafruit. (s.f.). *HTU21DF Mouser Electronics*. Obtenido de Mouser Electronics:
<https://www.mouser.ec/Search/Refine?Keyword=HTU21DF>

Adafruit. (s.f.). *MPL3115A2 - I2C Barometric Pressure/Altitude/Temperature Sensor*. Obtenido de
Adafruit: <https://www.adafruit.com/product/1893>

AE, T. (1975). *Circulatory Physiology II: Dynamics and Control of the Body Fluids*. Philadelphia:
Granger HJ.

Algar, P. (26 de 01 de 2018). *One Windows*. Obtenido de
<https://onewindows.es/2018/01/microsoft-band-3/>

Ambiente, M. d. (s.f.). *Norma técnica para el control de la contaminación por ruido*. Ecuador:
Gobierno del Ecuador.

Ambiente, S. d. (07 de 06 de 2011). *Norma Ecuatoriana de la Calidad del Aire*. Obtenido de
Secretaría del Ambiente:
http://www.quitoambiente.gob.ec/ambiente/images/Secretaria_Ambiente/red_monitoreo/informacion/norma_ecuato_calidad.pdf

Ambiente, S. d. (15 de 01 de 2016). *Secretaría del Ambiente*. Obtenido de
<http://www.quitoambiente.gob.ec/ambiente/index.php/indice-quiteno-de-la-calidad-del-aire>

- Aplicada, D. d. (28 de 10 de 2008). *Universidad de Sevilla*. Obtenido de http://laplace.us.es/wiki/index.php/Campo_magn%C3%A9tico_-_Valores_t%C3%ADpicos
- Apple. (23 de 19 de 2019). *Support Apple*. Obtenido de <https://support.apple.com/es-es/HT207941>
- Arcentales, A. (2015). *Análisis de la interacción cardíaca y respiratoria en pacientes con cardiomiopatía y pacientes en proceso de extubación*. Barcelona: Universidad Politecnica de Catalunya.
- Arias, J. (2018). *Diseño e implementación de un dispositivo portátil para la detección de arritmias cardíacas en base al sensado y análisis de la señal ECG*. Sangolquí: Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.
- Asociados, M. &. (2005). *Presión atmosférica, presión barométrica y altitud. Conceptos y aplicaciones*. México: MetAs & Metrólogos Asociados.
- Bhatnagar, A. (2017). Environmental Determinants of Cardiovascular Disease. *Circulation Research*, 162 - 180.
- Bosch. (s.f.). *BST_BNO055_DS000_12*. Obtenido de Cdn shop: https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/BST_BNO055_DS000_12.pdf
- Bose, S. (2012). *Real-time breath rate monitor based health security system using non-invasive biosensor*. India: IEEE International Conference (3rd) on Computing Communication & Networking Technologies.
- BricoGeek. (s.f.). *Sensor inercial Absoluto 9 DOF BNO055*. Obtenido de BricoGeek.com: <https://tienda.bricogeek.com/medicion-inercial-imu/802-sensor-inercial-absoluto-9-dof-bno055.html>

- Cañarte, K. (2010). *Radiación Ultravioleta y su Efecto en la Salud*. Guayaquil: UNEMI.
- Celena Betancourt, I. Y. (2018). *Diseño e implementación de una plataforma multisensado de sujetos sanos sometidos a un test de inducción de estrés*. Sangolquí: Departamento de Eléctrica y Electrónica.
- Cenetec. (2005). *Guía tecnológica N° 13: Monitor de Signos Vitales*. México: Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud.
- Cevallos, L. F. (2015). *Implementación de un plan de monitoreo y estudio de calidad de aire y ruido, en el Campus Sangolquí de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE*. Sangolquí: Departamento de Ciencias de la Tierra y Construcción.
- D., P. (2009). Is there evidence that environmental noise is immunotoxic? *Noise Health*, 151-155.
- Danny Hernández, V. P. (2017). *Análisis sobre parámetros ambientales de la parroquia sangolquí para la identificación y prevención de enfermedades tropicales mediante herramientas GEO - INFORMÁTICAS*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- Devices, A. (1999). *Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620*. Analog Devices.
- Devices, A. (2013). Obtenido de <https://www.analog.com/media/en/news-marketing-collateral/solutions-bulletins-brochures/MEMS-IMU-Brochure.pdf>
- Devices, A. (2013). *MEMS Inertial Measurement Units for Complex Motion Capture and Processing*.
- Dimitrova, S. (2005). Investigations of some human physiological parameters in relation to geomagnetic variations of solar origin and meteorological factors. *Proceedings of 2nd International Conference on Recent Advances in Space Technologies*. Bulgaria.
- Drager. (2013). *La importancia de la temperatura corporal central*. Drager Tecnología para la vida.

- E. Sifuentes, J. C.-R.-L. (2016). Respiratory Rate Detection by a Time-Based Measurement System. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 91-99.
- Ecophon. (s.f.). *ECOPHON*. Obtenido de <https://www.ecophon.com/es/experiencia/conocimiento-acustico/acustica-basica/nivel-de-presion-sonora/>
- EcuRed. (23 de 04 de 2013). *EcuRed*. Obtenido de https://www.ecured.cu/Radiaci%C3%B3n_ultravioleta
- Edan. (2018). *Electrocardiógrafo de 12 canales SE-12 EXPRESS con pantalla LCD*. Obtenido de SONMEDICA: <http://www.sonmedica.com/es/electrocardiografos/20-electrocardi%C3%B3grafo-de-12-canales-se-12-express-con-pantalla-lcd-46301se12express.html>
- Espressif. (s.f.). *esp32_datasheet_en.pdf*. Obtenido de Espressif: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf
- Exa. (04 de 05 de 2013). *Agencia Espacial Civil Ecuatoriana*. Obtenido de <http://quito.exa.ec/>
- F. Leccese, G. S. (2018). *Outdoor workers exposed to UV radiation: comparison of UV index forecasting methods*. Italy: DESTeC.
- Fernández, M. F. (2013). *HOLTER*. Asociación Española de Enfermería en Cardiología.
- Fierro, A. (2018). *Diseño e implementación de un sistema de irrigación inteligente en la hacienda Cochicaranqui ubicada en el cantón Ibarra*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- Flexicare. (s.f.). *Cánula Nasal Doble*. Obtenido de <https://www.flexicare.com/product/canula-nasal-doble/?lang=es>

- Francisco Tejido, C. C. (2011). *ANATOMOFISIOLOGIA Y PATOLOGIAS BASICAS*. España : McGraw-Hill.
- Freddy Garzón, C. T. (2012). *Repotenciación y mejoramiento del sistema de monitoreo de variables ambientales en la estación metereológica Campbell de la facultad de Ingeniería Agronómica de la Universidad Técnica de Ambato*. Latacunga: Escuela Politécnica del Ejército.
- Fremap. (s.f.). *Recomendaciones básicas sobre iluminación*. España: Área de prevención.
- Geoambiental, I. p. (s.f.). *Instituto para la salud geoambiental*. Obtenido de <https://www.saludgeoambiental.org/dioxido-carbono-co2>
- Gochicoa-Rangel, D. L. (2016). *Espirometría: recomendaciones y procedimiento*. *Neumología y cirugía de tórax*.
- Guanotoa, E. (2020). *Evaluación del desempeño de un sistema de medición de señales fisiológicas y ambientales en tiempo real con geoposicionamiento*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.
- Guillermo Sánchez, D. T. (2015). *Análisis, diseño e implementación de un prototipo para un dispositivo de monitoreo ambiental de centro de computo de bajo costo basado en tecnología ARM y software de código abierto aplicable a una pequeña y mediana empresa*. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana.
- Guyton, A. (2006). *Medical Physiology*. Philadelphia: Elsevier Inc.
- Gvp, S. (s.f.). *Sensor de respiración presión DC*. Obtenido de GVP SPES: <https://www.gvb-spes.es/polisomnografia/sensores-de-respiracion/81/sensor-de-respiracion-presion-dc?c=982>

- Helguera, A. O. (29 de 09 de 2005). *Cienciorama*. Obtenido de http://www.cienciorama.unam.mx/a/pdf/68_cienciorama.pdf
- INHAMI. (09 de 03 de 2020). *RED DE ESTACIONES AUTOMÁTICAS HIDROMETEOROLÓGICAS*. Obtenido de INHAMI: <http://186.42.174.236/InamhiEmas/>
- Instruments, T. (02 de 03 de 2020). *Filter Design Tool*. Obtenido de <https://webench.ti.com/filter-design-tool/design/15>
- Intruments, P. (s.f.). *Estación meteorológica PCE-FWS 20N-2*. Obtenido de PCE: https://www.pce-instruments.com/espanol/instrumento-medida/medidor/estacion-meteorologica-pce-instruments-estaci_n-meteorol_gica-pce-fws-20n-2-det_5892845.htm?_list=kat&_listpos=3
- Jaffet, R.-R. F. (2009). Fisiología cardiaca. *Revista Médica MD*.
- Jaramillo, A. (2005). *La humedad del aire*. Colombia: Cenicafe.
- Labs, S. (s.f.). *PROXIMITY/UV/AMBIENT LIGHT SENSOR IC WITH I2C INTERFACE*. Obtenido de Silabs: <https://www.silabs.com/documents/public/data-sheets/Si1145-46-47.pdf>
- Langer, D. (s.f.). *POLISOMNÓGRAFO DE VÍDEO / CON EEG / CON EMG / CON EOG*. Obtenido de Medical EXPO: <https://www.medicalexpo.es/prod/dr-langer-medical/product-84581-545971.html>
- Ledbox. (2015). *LEDBOX*. Obtenido de <https://blog.ledbox.es/informacion-led/niveles-recomendados-lux>
- Linde. (s.f.). *Dióxido de Carbono. Un valioso producto con posibilidades únicas*. LINDE.
- Majumder, N. (2015). Physiology of Respiration. *IOSR Journal of Sports and Physical Education*, 16-17.

- MakerFocus. (08 de 05 de 2018). *4pcs batería recargable de litio de 3,7 V, 802540 3,7 V, 1000 mAh batería con junta de protección con aislamiento cinta de hule emparejado con esp32 Kit de placa de desarrollo wifi*. Obtenido de Amazon: https://www.amazon.com/-/es/recargable-protecci%C3%B3n-aislamiento-emparejado-desarrollo/dp/B07CXNQ3ZR/ref=pd_sbs_121_t_2/138-8738727-0497715?_encoding=UTF8&pd_rd_i=B07CXNQ3ZR&pd_rd_r=77ba14fc-cfdb-431e-bf81-1c3318ffcb1d&pd_rd_w=u73hq&pd_rd_wg=ekWBA&pf_rd
- Mandalaa. (s.f.). *Mandalaa - Batería de repuesto para linterna LED (3,7 V, 8800mAh, batería de ion de litio, batería de repuesto para batería*. Obtenido de Amazon: https://www.amazon.com/-/es/Mandalaa-Bater%C3%ADa-repuesto-linterna-8800mAh/dp/B081CQS6BQ/ref=sr_1_6?__mk_es_US=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&keywords=battery+8800+mah&qid=1583788805&sr=8-6
- Manuel Megías, P. M. (2019). *Atlas de Histología Vegetal y Animal*. Vigo: Departamento de Biología Funcional y Ciencias de la Salud.
- Marcos, F. V. (2005). *LA CONTAMINACIÓN AMBIENTAL COMO FACTOR DETERMINANTE DE LA SALUD*. Madrid: Subdirección General de Sanidad Ambiental y Salud Laboral.
- Martínez, J. F. (2011). *Ingeniería Biomédica*. Valencia: Universidad de Valencia. Obtenido de http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T3_OCW.pdf
- Meteorológica, C. y. (14 de 12 de 2015). *Las mejores estaciones meteorológicas portátiles*. Obtenido de METEOCULTURA: <https://estaciondemeteorologia.com/las-mejores-estaciones-meteorologicas-portatiles-para-hacer-sky-y-deportes-de-al-aire-libre-pesca-caza-montanismo/>
- México, G. d. (s.f.). *Efectos a la salud por ruido*. México: Gobierno del Estado de México.

- Montero, R. (2019). *Diseño e Implementación de un Sistema Wireless Sensors Network Personal para el Monitoreo Constante de Signos Vitales y Visualización en Tiempo Real en Aplicación Web*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- Moviliano, M. (13 de 01 de 19). *Mr. Moviliano*. Obtenido de <https://www.mrmoviliano.com/ces-2019-omron-heartguide/>
- Moyano, J. M. (2005). *INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE COMUNICACIONES*. Santander: UNIVERSIDAD DE CANTABRIA.
- Musiki. (25 de 07 de 2019). *Musiki*. Obtenido de [http://musiki.org.ar/NPS_\(nivel_de_presi%C3%B3n_sonora\)](http://musiki.org.ar/NPS_(nivel_de_presi%C3%B3n_sonora))
- O. A. Méndez-Lira, A. G.-C.-R.-R.-D.-L. (2018). Sistema Vestible para la Detección Simultánea y No Invasiva del ECG y el Flujo Sanguíneo. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 249-261.
- OMS. (29 de 10 de 2014). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de <https://www.who.int/globalchange/mediacentre/events/climate-health-conference/about/es/>
- OMS. (2018). *Salud, medio ambiente y cambio climático* . OMS.
- OMS. (s.f.). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de <https://www.who.int/peh-emf/about/WhatisEMF/es/>
- OMS. (s.f.). *World Health Organization*. Obtenido de <https://www.who.int/peh-emf/about/WhatisEMF/es/index1.html>
- Oscar Sarmiento, J. R. (2018). *MONITOREO REMOTO DE SIGNOS CORPORALES Y TRANSMISIÓN DE DATOS Y ALERTAS A UNA APLICACIÓN INSTALADA EN UN SMARTPHONE*. BOGOTÁ D.C: UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS.

- Oscullo, L. (2018). *Modificación del comportamiento de un robot simulado en respuesta a los estados de ánimo de sujetos sanos en base al análisis del acople cardiorespiratorio*. Sangolqui: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- Osman. (s.f.). *Ruido y Salud*. Andalucía: Junta de Andalucía.
- Pce. (s.f.). *PCE*. Obtenido de <https://www.pce-iberica.es/medidor-detalles-tecnicos/definicion-calidad-aire-y-co2.htm>
- Penalva, J. (04 de 10 de 2019). *Xakata*. Obtenido de <https://www.xataka.com/analisis/apple-watch-series-5-analisis-caracteristicas-precio-especificaciones>
- Pichuasamín, J. A. (2015). *Diseño y construcción de un prototipo portátil de monitoreo ambiental, mediante un sistema autónomo de adquisición de datos portátil con comunicación USB hacia un PC*. Quito: Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica.
- Puig, R. T. (s.f.). *Dióxido de carbono – Información básica*. Science School.
- Raza, M. A. (2016). *Caracterización de la variabilidad del ritmo cardiaco y de las pendientes del complejo QRS en sujetos sanos sometidos a estímulos musicales*. Sangolquí: DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA.
- RoboticX. (s.f.). *NODEMCU-ESP32*. Obtenido de RoboticX: <https://roboticx.ps/product/nodemcu-esp32/>
- Rodríguez, P. (17 de 07 de 2014). *EL NACIONAL*. Obtenido de <https://elnacional.com.do/efectos-de-la-iluminacion-inadecuada-en-la-salud/>
- RoHS. (s.f.). *HTU21D(F) Sensor Digital Relative Humidity sensor with Temperature output*. Obtenido de CDN SHOP: https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/1899_HTU21D.pdf

- Ruiz, M. (2012). *Diseño e Implementación de un algoritmo para detección de apneas del sueño, basado en señales respiratorias derivadas de electrocardiograma*. Sangolqui: Escuela Politecnica del Ejército.
- Russell, T. (2018). *SlidePlayer*. Obtenido de SlidePlayer: <https://slideplayer.com/slide/12227699/>
- Salud, O. M. (10 de 2012). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de https://www.who.int/features/factfiles/climate_change/facts/es/index3.html
- Salud, O. M. (s.f.). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de https://www.who.int/phe/health_topics/outdoorair/databases/health_impacts/es/
- Sánchez, T. (2018). Estructura y funciones del sistema respiratorio. *Neumol Pediatr*, 101-106.
- Sciences, C. f. (s.f.). *Estándares de calidad ambiental*. Obtenido de Environmental Information System:
<http://wgbis.ces.iisc.ernet.in/energy/HC270799/HDL/ENV/envsp/Vol305.htm#4.%20Est%20de%20calidad%20ambiental>
- Scientific, C. (s.f.). *Estaciones Meteorológicas*. Barcelona: Campbell Scientific Spain S.L.
- Sensirion. (s.f.). *CO2 and RH/T Sensor Module*. Obtenido de Sensirion:
<https://www.sensirion.com/en/environmental-sensors/carbon-dioxide-sensors/carbon-dioxide-sensors-co2/>
- SonoHealth. (s.f.). *SonoHealth - Monitor de frecuencia cardíaca portátil EKG | Máquina de electrocardiograma y cardiograma electrocardiograma electrocardiograma de mano para el hogar*. Obtenido de Amazon: https://www.amazon.com/SonoHealth-frecuencia-electrocardiograma-cardiograma-biofeedback/dp/B07SLMHG3M/ref=sr_1_1_sspa?keywords=qardio+c100-law+ecg+monitor&qid=1581465344&sr=8-1-

spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUFIWjVaRUk3UlhCVEmZW5jcnlwdGVkSWQ9Q

SpaceLabs. (s.f.). *Monitor de cabecera C50*. Obtenido de SpaceLabs:
<https://www.spacelabshealthcare.com/es/productos/monitorizacion-de-pacientes-y-conectividad/monitores-de-pacientes/monitor-de-cabecera-c50/>

SparkFun. (s.f.). *SparkFun Sound Detector*. Obtenido de SparkFun:
<https://www.sparkfun.com/products/12642>

Suunto. (s.f.). *Suunto*. Obtenido de <https://www.suunto.com/es-es/Productos/Relojes-deportivos/Suunto-Core/Suunto-Core-Coral-Crush/>

Tapia, M. L. (2018). *Identificación de la concentración de dióxido de carbono (CO₂) en lugares de trabajo y su relación con la variabilidad del ritmo cardíaco en personas, mediante el uso de una red de sensores inalámbricos en la Universidad de las Fuerzas Armadas*. Sangolquí: Departamento de Eléctrica y Electrónica.

TecnoMed. (s.f.). *ESPIRÓMETRO DE SOBREMESA PONY FX MIP/MEP DE COSMED*. Obtenido de TecnoMed: <https://tecnomed2000.com/producto/espirometro-sobremesa-pony-fx-mip-mep-cosmed/>

TerniMed. (s.f.). *Nasal/Oral Thermistor respiratory sensor*. Obtenido de TerniMed:
<https://www.ternimed.de/Nasal/Oral-Thermistor-respiratory-sensor-1>

Torres, J. (18 de 09 de 2017). *Researchgate*. Obtenido de Researchgate:
<https://www.researchgate.net/project/Mejora-de-las-condiciones-de-produccion-agricola-en-cultivos-de-mora-propensos-a-ser-afectados-por-heladas-en-la-comunidad-de-Misquilli>

Tortora, G. D. (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología*. . México D.F.: Editorial Médica.

Unam. (s.f.). *La Espirometría*. México: UNAM.

Unidas, N. (s.f.). *Objetivo 13: Adoptar medidas urgentes para combatir el cambio climático y sus efectos*. Obtenido de Objetivos de desarrollo sostenible:
<https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/climate-change-2/>

Winbang. (s.f.). *Winbang Estaciones Meteorológicas, Estación Meteorológica Móvil Mini Estación Meteorológica Portátil con Temperatura de Pronóstico Humedad del Reloj Linterna Brújula Funciones del Termómetro*. Obtenido de Amazon:
<https://www.amazon.es/Winbang-Estaciones-Meteorol%C3%B3gicas-Meteorol%C3%B3gica-Temperatura/dp/B07VDKBFPD>

Yates, D. (2013). *Análisis Integrado de Amenazas Relacionada con el Cambio Climático, aspectos naturales y socioeconómicos*. Quito: Distrito Metropolitano de Quito.

Zuluaga, C. T. (2010). *Modelización y Evaluación de Factores que Favorecen las Arritmias Auriculares y su Tratamiento Mediante Técnicas Quirúrgicas. Estudio de Simulación*. Valencia: UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA.