



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS

INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

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

**TEMA: 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.**

AUTOR: MONTERO AVILÉS, RONNY FRANCISCO

DIRECTOR: ING. TRIVIÑO CEPEDA, ROBERTO DANIEL MSc

SANGOLQUÍ

2019

CERTIFICACIÓN**ESPE**
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES****CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES****CERTIFICACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación, ***“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”*** fue realizado por el señor ***Montero Avilés, Ronny Francisco*** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 16 de Julio de 2019

Una firma manuscrita en tinta azul sobre una línea de puntos.

Ing. Roberto Daniel Triviño Cepeda**DIRECTOR****C.C.: 1712197522**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**ESPE**
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES****CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES****AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Yo, *Montero Avilés, Ronny Francisco*, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: ***“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”*** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 16 de Julio de 2019

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir 'Ronny Francisco Montero Avilés'. Debajo de la firma hay una línea de puntos.

Ronny Francisco Montero Avilés

C.C.: 0604145680

AUTORIZACIÓN**ESPE**
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES****CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES****AUTORIZACIÓN**

*Yo, **Montero Avilés, Ronny Francisco** autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“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”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.*

Sangolquí, 16 de Julio de 2019

Una firma manuscrita en tinta azul que parece ser 'Ronny Francisco Montero Avilés'.

Ronny Francisco Montero Avilés

C.C.: 0604145680

DEDICATORIA

A Dios y a la Virgen María, por darme la vida y la salud para permitirme lograr este objetivo.

La fe en ellos me ha demostrado que no hay imposibles.

A mis padres Fernando y Cecilia, y a mi hermana María Fernanda, por todo el esfuerzo, sacrificio, amor, y apoyo brindados siempre, por confiar en mí y por permitirme demostrarles de lo que soy capaz. Por ser un ejemplo y una inspiración para mí.

A mi gran amigo Javi, “my friend”, por esa amistad completamente sincera, por enseñarme esa enorme humildad tuya, por cada semestre acompañándome y ayudándome, siendo un gran referente, una mente brillante, y por supuesto una gran persona.

A mis tíos Mercedes y Enrique, por ser como mis segundos padres; y a mis primos Nathalie y Sebastián, por ser mis hermanos de la vida.

A ti, Andre, por estar conmigo en todo momento, por valorarme en cada instante, por el amor, la confianza, la paciencia, por todos los hermosos momentos vividos. Por ser parte primordial del logro de este objetivo, por lo que quiero que te sientas orgullosa.

A todas esas personas que estuvieron conmigo siempre, que me respaldaron y aconsejaron en momentos difíciles, ustedes saben quiénes son, y esto va también para ustedes.

Ronny

AGRADECIMIENTO

Quiero agradecer a Dios y a la Virgen María por otorgarme el regalo de la vida, por ponerme en este mundo para dejar una huella, un legado a los demás. Que sepan que con trabajo y perseverancia, se puede lograr un objetivo, una meta.

Agradezco también a mis padres, por su sacrificio diario para darme la oportunidad de estudiar, por darme su confianza y el ejemplo de perseverancia a base del trabajo.

Agradezco a mis amigos y compañeros que a lo largo de los semestres en la universidad han sido una ayuda y han forjado una amistad conmigo, por permitirme ser parte también de su grupo de amigos y por siempre confiar en mí.

A Andre, le agradezco por ser ese faro que ha iluminado mi camino todo este tiempo, por hacerme entender el valor de la confianza y el hecho de soñar en grande, por tu enorme paciencia, por no dejarme sólo en ningún momento y por disfrutar este logro conmigo.

A mis primos Nathalie y Sebastián les agradezco por todo el respaldo y la ayuda hacia mí, por ese cariño y la confianza que nos une como familia a pesar de cualquier diferencia.

A mi tutor, Ing. Daniel Triviño, por confiar ciegamente en mí, tomando en cuenta que jamás fui su alumno; pero la vida nos permitió conocernos por circunstancias externas.

Al Ing. Andrés Arcentales, por formar parte de esto, por también confiar en mí ciegamente, y por la ayuda otorgada en todo este proceso.

Ronny Francisco Montero Avilés

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN.....	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
RESUMEN.....	xix
ABSTRACT	xx
CAPÍTULO I	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Antecedentes.....	1
1.2. Justificación e Importancia	4
1.3. Alcance del Proyecto	7
1.4. Objetivos.....	8
1.4.1. Objetivo General	8

1.4.2. Objetivos Específicos	9
1.5. Descripción General del Proyecto	9
CAPÍTULO II.....	11
2. ESTADO DEL ARTE.	11
2.1. Introducción.....	11
2.2. Sistemas de monitoreo orientados a e-Health	12
2.3. Signos Vitales	14
2.3.1. Temperatura Corporal	14
2.3.2. Frecuencia Cardiaca	16
2.3.3. PPG (Fotopletismograma).....	17
2.3.4. ECG (Electrocardiograma).....	19
2.4. Sensores	20
2.4.1. Sensores de temperatura	21
2.4.2. Sensores para ECG	22
2.4.3. Sensores para PPG.....	25
2.5. Redes de sensores inalámbricos	26
2.5.1. Protocolos de enrutamiento para Wireless Sensor Networks (WSN)	29
2.5.2. Arquitecturas de red	30
2.6. Aplicaciones en tiempo real	31
2.7. Servidores web	33
2.8. Bases de datos.....	36
2.8.1. Bases de datos Relacionales y No Relacionales	37

2.8.2. Modelo Entidad-Relación (ER).....	39
2.8.3. Relaciones entre Entidades	39
2.9. Arquitectura Cliente/Servidor	42
CAPÍTULO III	44
3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO	44
3.1. Introducción.....	44
3.2. Requerimientos de diseño.....	45
3.2.1. Requerimientos de Hardware	46
3.2.1.1. Sensor de Electrocardiograma (ECG).....	46
3.2.1.2. Sensor de Fotopletismografía (PPG)	48
3.2.1.3. Sensor de temperatura	49
3.2.1.4. Tarjeta de Comunicación Inalámbrica	50
3.2.1.5. Concentrador de datos.....	50
3.2.1.6. Alimentación del sistema	51
3.2.2. Requerimientos de Software.....	52
3.2.2.1. Frecuencia de muestreo.....	52
3.2.2.2. Software para señales ECG y PPG	52
3.2.2.3. Datos de temperatura	53
3.2.2.4. Aplicación web	54
3.2.2.5. Base de datos.....	56
3.3. Caracterización de sensores.....	56
3.3.1. Caracterización de sensor ECG.	57

3.3.2. Caracterización del sensor PPG.....	60
3.3.3. Caracterización del sensor de Temperatura.....	61
3.3.4. Caracterización de Tarjeta de Comunicación Inalámbrica.....	63
3.3.5. Caracterización del Gateway/Concentrador de datos.	65
3.4. Diseño de Hardware	66
3.4.1. Nodo sensor ECG	67
3.4.2. Nodo sensor PPG.....	68
3.4.3. Nodos de Temperatura	69
3.4.4. Concentrador de datos	70
3.4.5. Muestreo y envío de datos para señales ECG y PPG.	71
3.4.6. Obtención y envío de temperatura.....	72
3.4.7. Obtención de Frecuencia Cardiaca a partir de ECG.....	72
3.4.8. Diseño de la base de datos	74
3.4.9. Diseño web	79
3.4.9.1. Diseño página web para inicio de sesión	79
3.4.9.2. Diseño página web Home	81
3.4.9.3. Diseño página web para PPG y ECG.....	81
3.4.9.4. Diseño página web para temperatura y frecuencia cardiaca	82
3.4.10. Servidor web en la nube	83
3.5. Implementación del Sistema de Monitoreo	84
3.5.1. Diseño Front End y Back End	92
3.6. Definición del protocolo de pruebas.....	92
3.6.1. Consideraciones previas al protocolo de pruebas.....	93

3.6.2. Prueba 1: Sensor ECG.....	95
3.6.3. Prueba 2: Sensor PPG.....	97
3.6.4. Prueba 3: Sensores de temperatura	97
3.6.5. Prueba 4: Retardo en llegada a la Base de Datos y pérdida de paquetes.	100
3.6.6. Prueba 5: Análisis de envío de datos con Wireshark.	102
3.6.7. Prueba 6: Sistema de Monitoreo Completo	102
3.6.8. Prueba 7: Duración de baterías.	104
3.6.9. Prueba 8: Tiempo de carga de baterías	105
3.6.10. Prueba 9: Análisis de frecuencia cardíaca obtenida	107
CAPÍTULO IV	109
4. PRUEBAS Y RESULTADOS	109
4.1. Análisis de resultados para Prueba 1: Sensor ECG.....	109
4.2. Análisis de resultados para Prueba 2: Sensor PPG.....	112
4.3. Análisis de resultados para Prueba 3: Sensores de temperatura	115
4.3.1. Temperatura medida en la axila	115
4.3.2. Temperatura medida en la mano	117
4.4. Análisis de resultados para Prueba 4: Retardo en llegada y pérdida de paquetes.	119
4.5. Análisis de resultados para Prueba 5: Análisis de envío de datos con Wireshark.	121
4.6. Análisis de resultados para Prueba 6: Sistema de Monitoreo Completo	124
4.7. Análisis de resultados para Prueba 7: Duración de baterías	127
4.8. Análisis de resultados para Prueba 8: Tiempo de carga de baterías	128
4.9. Análisis de resultados para Prueba 9: Análisis de frecuencia cardíaca obtenida	129

CAPÍTULO V	131
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	131
5.1. Conclusiones.....	131
5.2. Recomendaciones	134
BIBLIOGRAFÍA	136

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Comparación entre bases de datos Relacionales y No Relacionales</i>	38
Tabla 2 <i>Requerimientos de Hardware funcionales para sensor ECG</i>	47
Tabla 3 <i>Requerimientos de Hardware funcionales para sensor PPG</i>	48
Tabla 4 <i>Requerimientos de Hardware funcionales para sensor de temperatura</i>	49
Tabla 5 <i>Requerimientos de Hardware funcionales para tarjeta de comunicación inalámbrica</i> .	50
Tabla 6 <i>Requerimientos de Hardware funcionales para concentrador de datos</i>	51
Tabla 7 <i>Requerimientos funcionales para sistema de alimentación.</i>	51
Tabla 8 <i>Requerimientos de Software funcionales para señales ECG y PPG</i>	52
Tabla 9 <i>Requerimientos de Software funcionales para datos de temperatura</i>	54
Tabla 10 <i>Requerimientos de Software funcionales para aplicación web.</i>	55
Tabla 11 <i>Requerimientos de Software no funcionales para aplicación web.</i>	55
Tabla 12 <i>Requerimientos de Software funcionales para base de datos.</i>	56
Tabla 13 <i>Requerimientos de Software no funcionales para base de datos.</i>	56
Tabla 14 <i>Detalles característicos de ESP32.</i>	65
Tabla 15 <i>Requerimientos de Software no funcionales para base de datos.</i>	65
Tabla 16 <i>Variables y tipos de datos almacenado en tabla datosecg</i>	76
Tabla 17 <i>Variables y tipos de datos almacenado en tabla datosppg</i>	76
Tabla 18 <i>Variables y tipos de datos almacenado en tabla datostemp</i>	77
Tabla 19 <i>Variables y tipos de datos almacenado en tabla bpm</i>	77
Tabla 20 <i>Variables y tipos de datos almacenados en tabla Usuario</i>	77
Tabla 21 <i>Especificaciones técnicas para servidor utilizado</i>	83
Tabla 22 <i>Características para sujetos de prueba.</i>	94

Tabla 23 <i>Características para escenario de prueba</i>	94
Tabla 24 <i>Modelo de registro de promedio de valores de temperatura</i>	99
Tabla 25 <i>Modelo de registro de promedio de valores de frecuencia cardiaca</i>	108
Tabla 26 <i>Registro de promedio de valores de temperatura medidos en la axila</i>	117
Tabla 27 <i>Registro de promedio de valores temperatura de la mano</i>	117
Tabla 28 <i>Registro de promedio de valores de frecuencia cardiaca</i>	130

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> El componente pulsátil (AC) de la señal de PPG	18
<i>Figura 2.</i> Forma de onda PPG con parámetros característicos.	19
<i>Figura 3.</i> Componentes e Intervalos del ECG.....	20
<i>Figura 4.</i> Ejemplo de señal ECG mostrada por sensor PS-2111	23
<i>Figura 5.</i> Triángulo de Einthoven	24
<i>Figura 6.</i> Derivaciones Precordiales	24
<i>Figura 7.</i> Componentes de un nodo sensor	28
<i>Figura 8.</i> Arquitectura conformada por nodos sensores y nodos enrutadores (multisalto).....	30
<i>Figura 9.</i> Arquitectura para conexión de sensores directamente a Internet (centralizada)	31
<i>Figura 10.</i> Tiempos de respuesta para algunas aplicaciones en Tiempo Real.	33
<i>Figura 11.</i> Escenario de solicitud y respuesta entre servidor web y navegador.....	35
<i>Figura 12.</i> Ejemplo de dos entidades, con sus respectivos atributos.	39
<i>Figura 13.</i> Ejemplo de relación ternaria.	40
<i>Figura 14.</i> Ejemplo de relación 1:1, ADMINISTRA.....	41
<i>Figura 15.</i> Ejemplo de relación M:N, TRABAJA_EN	41
<i>Figura 16.</i> Arquitectura Cliente/Servidor.....	42
<i>Figura 17.</i> Diagrama general del sistema de monitoreo propuesto	45
<i>Figura 18.</i> Arquitectura de red propuesta.....	46
<i>Figura 19.</i> Ubicación de los electrodos en dispositivo ECG portable	57
<i>Figura 20.</i> Diagrama electrónico del sistema de adquisición de señales ECG	59
<i>Figura 21.</i> Posición del sensor PPG	60
<i>Figura 22.</i> Circuito de activación del sensor PPG.....	61

Figura 23. Circuito de instrumentación para nodo sensor PPG	62
Figura 24. Diagrama de configuración de pines del sensor DS18B20	63
Figura 25. Evaluación de sensores DS18B20 de mano y axila	64
Figura 26. Modelo tarjeta ESP32	64
Figura 27. Hardware usado como Gateway concentrador	66
Figura 28. Diagrama de bloques general del Hardware del Sistema de Monitoreo	67
Figura 29. Diagrama de bloques general para el Hardware del nodo sensor ECG	68
Figura 30. Diagrama de bloques general para el Hardware del nodo sensor PPG	69
Figura 31. Diagrama de bloques general del Hardware de los nodos sensores de Temperatura ..	70
Figura 32. Diagrama electrónico para adquisición de temperatura mediante sensor DS18B20 ...	70
Figura 33. Diagrama de conexión de Concentrador a red WiFi	71
Figura 34. Diagrama de flujo para muestreo de señal y envío hacia base de datos	73
Figura 35. Ventana para estimar frecuencia cardiaca a partir de señal ECG	74
Figura 36. Desplazamiento de la ventana un segundo a la derecha	74
Figura 37. Diagrama de flujo para adquisición y envío de valor de temperatura	75
Figura 38. Diagrama de flujo para obtención de frecuencia cardiaca	78
Figura 39. Diagrama Entidad-Relación para base de datos	79
Figura 40. Bosquejo de página de inicio de sesión	80
Figura 41. Bosquejo página web Home	81
Figura 42. Bosquejo de página web para señal PPG	81
Figura 43. Bosquejo de página web para señal ECG	82
Figura 44. Bosquejo de página web para temperatura y frecuencia cardiaca	82
Figura 45. Disposición de nodos sensores en el cuerpo humano	85

<i>Figura 46.</i> Prototipo final de sensor ECG	85
<i>Figura 47.</i> Prototipo final de sensor PPG.....	86
<i>Figura 48.</i> Prototipo final de sensor de temperatura de la mano	86
<i>Figura 49.</i> Prototipo final de sensor de temperatura de la axila.....	86
<i>Figura 50.</i> Escenario general de prueba para Sistema de Monitoreo.	87
<i>Figura 51.</i> Página de Login	88
<i>Figura 52.</i> Página Home.....	88
<i>Figura 53.</i> Página para visualización de señal ECG	89
<i>Figura 54.</i> Página de visualización de señal PPG	89
<i>Figura 55.</i> Página de visualización de frecuencia y temperatura corporal.....	90
<i>Figura 56.</i> Diseño final de la base de datos.....	90
<i>Figura 57.</i> Columnas de la tabla "bpm"	91
<i>Figura 58.</i> Columnas de la tabla "datosecg"	91
<i>Figura 59.</i> Columnas de la tabla "datosppg"	91
<i>Figura 60.</i> Columnas de la tabla "datostemp"	92
<i>Figura 61.</i> Esquema Front End - Back End implementado.....	93
<i>Figura 62.</i> Disposición de sensores en el cuerpo humano a) hombre b) mujer	95
<i>Figura 63.</i> Escenario para Prueba 1	96
<i>Figura 64.</i> Escenario para Prueba 2.....	98
<i>Figura 65.</i> Primer escenario para Prueba 3	100
<i>Figura 66.</i> Segundo escenario para Prueba 3	100
<i>Figura 67.</i> Resultado esperado para pruebas de retardo.....	101
<i>Figura 68.</i> Escenario para prueba 6	104

Figura 69. Escenario para Prueba 7	105
Figura 70. Resultado esperado para descarga de baterías	106
Figura 71. Escenario para prueba 8	107
Figura 72. Resultado esperado para prueba de carga de baterías	107
Figura 73. Electrocardiograma simulado en EcgSim	109
Figura 74. Electrocardiograma tomado a través del Serial Plotter del IDE de Arduino	110
Figura 75. Comparación de ondas ECG. a) simulada b) obtenida con sensor	111
Figura 76. Electrocardiograma tomado con sensor en una mujer	111
Figura 77. Comparación de ECG simulado y medido en mujer	112
Figura 78. Señal PPG teórica y sus partes más relevantes	113
Figura 79. Señal PPG obtenida desde el sensor	113
Figura 80. Comparación de señales PPG a) teórica b) obtenida con sensor (hombre)	114
Figura 81. Comparación de señal PPG en una mujer a) teórica b) obtenida con sensor	115
Figura 82. Comparación de valores de temperatura sin compensar (axila)	116
Figura 83. Comparación de valores de temperatura compensada (axila)	116
Figura 84. Comparación de temperaturas sin compensar (mano)	118
Figura 85. Comparación de temperaturas compensadas (mano)	118
Figura 86. Retardo en envío de datos de temperatura hacia servidor web	120
Figura 87. Retardo para bloques de datos enviados desde sensor ECG	120
Figura 88. Datos perdidos en envío de señal ECG	121
Figura 89. Filtro HTTP en Wireshark	122
Figura 90. Características de paquete PPG	123
Figura 91. Características de paquete de temperatura	123

Figura 92. Disposición de sensores en el cuerpo del sujeto de prueba	124
Figura 93. Gateway concentrador de datos	124
Figura 94. Tabla "datosecg" de la base de datos	125
Figura 95. Tabla "datosppg" de la base de datos	125
Figura 96. Tabla "datostemp" de la base de datos	125
Figura 97. Tabla "bpm" de la base de datos	125
Figura 98. Página web para mostrar señal ECG y frecuencia cardiaca	126
Figura 99. Página web para mostrar señal PPG	126
Figura 100. Página web para mostrar temperatura y frecuencia cardiaca.....	127
Figura 101. Voltaje en función del tiempo para cada nodo sensor	128
Figura 102. Voltaje en función del tiempo para carga de baterías.....	129
Figura 103. Comparación de latidos por minuto para algoritmo implementado y referencia	130

RESUMEN

El constante avance de la tecnología de la actualidad permite la expansión del campo de aplicabilidad de ésta hacia sectores más específicos en los que la mano humana poco a poco tiene menos incidencia. Es así que se pueden impulsar temas como IoT orientados a áreas específicas como la biomédica, dando lugar al desarrollo del presente proyecto de investigación, que consiste en una red de cuatro sensores que detectan electrocardiograma, fotopleitismografía y dos de temperatura, conectados mediante WiFi a una red WLAN y monitorean constantemente los signos vitales de un paciente. El hardware correspondiente a cada sensor incluye un módulo de envío de datos mediante WiFi conocido como ESP32 que envía las mediciones hacia un servidor que se encarga de procesar y almacenar en una base de datos en la nube para poder ser accedido en cualquier momento. La visualización de los resultados, tales como: la forma de onda de electrocardiograma o fotopleitismografía, el valor estimado de la frecuencia cardiaca y la temperatura corporal, se pueden observar casi en tiempo real, a través de internet en una aplicación web diseñada mediante PHP en su mayoría. El análisis de resultados a través de las pruebas demuestra en correcto funcionamiento del sistema, cumpliendo con los objetivos propuestos.

PALABRAS CLAVE:

- **IOT**
- **SIGNOS VITALES**
- **WIFI**
- **TIEMPO REAL**
- **ESP32**

ABSTRACT

The constant advance of current technology allows the expansion of the field of applicability of it to more specific sectors in which the human hand gradually has less incidence. Thus, issues such as IoT oriented to specific areas such as biomedical can be promoted, leading to the development of the present research project, which consists of a network of four sensors that detect electrocardiogram, photoplethysmography and two temperature, connected by WiFi to a WLAN network and constantly monitor the vital signs of a patient. The hardware corresponding to each sensor includes a module for sending data through WiFi known as ESP32 that sends the measurements to a server that is responsible for processing and storing in a database in the cloud to be accessed at any time. The visualization of the results, such as: the waveform of electrocardiogram or photoplethysmography, the estimated value of the heart rate and body temperature, can be observed almost in real time, through the internet in a web application designed by PHP mainly. The analysis of results through the tests shows the correct functioning of the system, fulfilling the proposed objectives.

KEYWORDS:

- **IOT**
- **VITAL SIGNS**
- **WIFI**
- **REAL TIME**
- **ESP32**

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes

El ejercicio de la medicina de hoy demanda del médico una excelente preparación y posesión de habilidades que le permitan reconocer y diagnosticar a tiempo la gravedad en la que se encuentra una persona enferma. Es así, que en la valoración de los pacientes y, como paso inicial de la exploración física, deben evaluarse correctamente los signos vitales. Esta cotidiana y permanente labor obliga a reinducir los conocimientos al respecto, para ligar lo práctico de una técnica depurada con una excelente propedéutica, encaminadas a la toma de decisiones pertinentes y coherentes con los hallazgos (Villegas, Villegas, & Gonzales, 2012).

El constante progreso de la tecnología médica y los requerimientos novedosos permiten afirmar que el clínico no debe ni puede quedarse estático en la evolución de la misma y menos en su responsabilidad de prepararse constantemente para responder adecuadamente al ritmo de la obtención de la información. Es por eso que debe ir a la par con la rápida adquisición de datos y debe reaccionar veloz ante las evidencias, en tiempo real, del deterioro de su paciente; donde la medición de signos vitales es clave así como su interpretación ya que lo realmente significativo es la intervención ante la alteración de los mismos.

A manera de desventaja, el factor humano no siempre ofrece respuestas adecuadas ante los hallazgos que el componente tecnológico entrega sobre el estado de los signos vitales de un paciente, haciendo que el profesional médico realice con mayor frecuencia la toma de dichos

signos, aumentando la cantidad de recursos utilizados (humanos y tiempo), haciendo muy complicado un monitoreo constante, e imposible que sea de manera remota.

Es de esta forma que las Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC) aplicadas al campo de la medicina permiten resolver este tipo de problemas a través de lo que hoy en día se conoce como Electronic-Health (e-Health), tópico que se destaca por ayudar a la prevención, diagnóstico, tratamiento, monitoreo, así como en la gestión de la salud, ahorrando costos al sistema médico y mejorando la eficacia de este.

E-Health de manera general, engloba diferentes productos y servicios para la salud y bienestar humano como aplicaciones móviles, telemedicina, dispositivos wearables, redes de sensores, Big Data, sistemas de apoyo a la decisión clínica, Internet de las Cosas (IoT por sus siglas en inglés), entre otros.

El tema central para el monitoreo de signos vitales del presente trabajo son las redes de sensores inalámbricos (o bien conocidas como Wireless Sensor Networks, WSN). Dichas redes, de acuerdo a Chang, Chen, & Chang (2018) están compuestas por un gran número de nodos de sensores y un nodo receptor. Cada nodo sensor está integrado por varios componentes de percepción que pueden detectar eventos o monitorear información específica, y el nodo receptor desempeña la función de recibir todos los datos de los nodos sensores e interactuar con el servidor en Internet. De esta forma, las nuevas tecnologías que involucran temáticas de monitoreo y detección de variables de forma remota, han ido creciendo de forma proporcional a la cantidad de variables que se pretende monitorear en un ambiente definido, siendo óptimas estas aplicaciones en tópicos como la salud y el bienestar humano.

Precisamente en este ámbito, los trabajos realizados, involucran de forma complementaria las áreas de IoT y el control de salud humana mediante el monitoreo remoto; es así que en prototipos inalámbricos como el de Ortiz, Sinche & Hidalgo (2017) trata de obtener señales de sensores de presión arterial y ritmo cardiaco para un posterior envío a Internet y almacenamiento en bases de datos; estos autores, además analizan los resultados adquiridos para obtener un posible diagnóstico en tiempo real.

Otro de los trabajos relacionados con la misma área, es el implementado por Bailey (2010), éste presenta un sistema de monitoreo clínico inalámbrico que recopila lecturas de pulso y saturación de oxígeno de pacientes, la contribución principal de este proyecto radica en la evaluación de la viabilidad de las redes de sensores inalámbricos para el monitoreo de pacientes en unidades hospitalarias generales, además de un análisis de confiabilidad del sistema implementado.

Chung, Lee & Jung (2008) presentaron el diseño y desarrollo de un sistema de control de la asistencia sanitaria ubicua y portátil que utiliza sensores integrados de electrocardiograma, acelerómetro y saturación de oxígeno; este sistema de atención médica no intrusivo se diseñó basado en la red de sensores inalámbricos (WSN) para una cobertura de área amplia con un mínimo de energía de la batería para soportar la transmisión de RF. Este sistema permite que los datos fisiológicos se transmitan en una red de sensores inalámbricos utilizando el estándar IEEE 802.15.4 desde dispositivos de sensores portátiles en el cuerpo a una estación base que está conectada a una PC servidor. Los datos fisiológicos se pueden visualizar y almacenar en la PC del servidor de forma continua.

Finalmente, el trabajo de Suryadevara & Mukhopadhyay (2012) plantea un sistema de monitoreo en el hogar basado en sensores inalámbricos para el comportamiento de las personas mayores, dicho sistema implica la evaluación funcional de las actividades diarias y sirve también como un mecanismo para estimar la condición de bienestar de las personas mayores, así como el monitoreo y evaluación de las actividades diarias esenciales.

Actualmente, estas técnicas de monitoreo pueden llegar a ser viables a gran escala con el uso de Hardware abierto e IoT a través de las ya mencionadas Wireless Sensors Network, en aplicaciones de varios ámbitos como el monitoreo de condiciones físicas y ambientales, cuidado de la salud, servicios básicos y monitoreo remoto.

Debido a la tendencia e impacto de éstas nuevas tecnologías y sus respectivas aplicaciones, se plantea el presente trabajo de titulación como una forma de relacionar las temáticas del cuidado y la salud personal con IoT a través de un sistema de monitoreo de signos vitales compuesto por una red de sensores inalámbricos conectados a un concentrador que procesa los datos y se conecta a Internet para enviarlos y posteriormente presentarlos en tiempo real en una aplicación web, seguido de un proceso de almacenamiento de datos en la nube.

1.2. Justificación e Importancia

El ser humano se encuentra en una época de cambio, en la que IoT juega un papel importante. De acuerdo con Quental (2016) la inversión a escala mundial en hardware, software, servicios y conectividad relacionada con el Internet de las Cosas alcanzó los 737.000 millones de dólares. Se espera que el mercado mundial de IoT crezca a 1.7 billones de dólares para el 2020, para cuando se estima que el número total de dispositivos conectados alcance 30.000 millones.

Uno de los sectores en el que las aplicaciones IoT están teniendo un impacto más acusado, es el sector sanitario, siendo uno de los principales dinamizadores de crecimiento de mercado IoT, no solo en sectores estratégicos como la medicina interna y cuidado personal sino también en áreas más específicas como la intervención quirúrgica asistida y la toma de decisiones guiadas electrónicamente.

En un entorno en el que la evolución de la asistencia médica se encuentra marcada por el incremento de la esperanza de vida, la digitalización resulta una vía para facilitar el acceso a la información y su análisis en tiempo real, aumentando la efectividad, la eficiencia y la agilidad para monitorear procesos y variables que permiten el control y la reducción de costos, al mismo tiempo que se mantienen los recursos centrados en las actividades clave de la asistencia al paciente y en la prevención.

A escala mundial, de acuerdo con Quartz (2016), las tasas más altas de penetración de dispositivos con IoT se dan actualmente en Corea (37.9%), seguida por Dinamarca (32.7%), Suiza (29%), EEUU (24.9%), Países Bajos (24.7%), Alemania (22.4%), Suecia (21.9%), España (19.9%), Francia (17.6%) y Portugal (16.2%).

Es así que en algunos países Europeos como España, seis de cada diez organizaciones sanitarias ya están usando IoT para conectar a la red diversos dispositivos, como monitores de pacientes (64%) y dispositivos de rayos X/imágenes (41%). Así como destacan también otras aplicaciones como sensores para monitorizar y mantener dispositivos médicos (35%) y el seguimiento remoto de activos por ubicación (21%). (Quental, 2016)

Hoy en día, la importancia del Internet de las Cosas radica en que éste tiene el potencial para cambiar de manera drástica la forma en las personas interactúan con su entorno. La capacidad de monitorear y administrar electrónicamente los objetos en el mundo físico hace posible llevar la toma de decisiones basada en datos a nuevos ámbitos de la actividad humana para optimizar el rendimiento de los sistemas y procesos, ahorrar tiempo para las personas y empresas, y mejorar la calidad de vida (McKinsey&Company, 2015).

Es en este último aspecto, IoT aplicado a la salud y cuidado humano se vinculan a través del tópico conocido como Electronic Health (e-Health), cuyo uso en la atención médica mejora la calidad de los servicios de salud proporcionados a los pacientes. La aplicación de estas tecnologías ayuda a los médicos y otros profesionales de la salud a buscar la detección temprana del estado anormal en la salud de los pacientes y tomar decisiones a partir de los datos recopilados, dando así un mejor seguimiento a la evolución de estado del paciente en cuestión.

Dentro de IoT, los sensores son parte clave en varios tipos de aplicaciones, estos conforman una red que recopila la información de detección e intercambia las señales de control entre los sensores e Internet y son aplicadas al monitoreo médico. Estas nuevas tendencias en tecnologías de atención médica se relacionan con el uso de sistemas autónomos que permiten la captura y el monitoreo de parámetros fisiológicos en cualquier momento y en cualquier lugar (Caldeira & Rodrigues, 2012) ofreciendo de esta manera una mayor comodidad, facilidad y un mejor uso de los recursos humanos, físicos y sobre todo tiempo.

En base a lo anterior y tomando en cuenta la tendencia en el campo, el proyecto de investigación presentado es importante por plantear una solución para enfrentar el problema de un monitoreo constante de signos vitales, actividad que requiere una mayor cantidad de recursos

y hace imposible un seguimiento remoto. Para resolver dicho problema, el proyecto usa dispositivos inalámbricos, que vuelven menos invasivo el monitoreo a pacientes y posibilita la observación de los signos vitales de forma remota, facilitando el control de alertas y una detección temprana de posibles anomalías en la salud humana.

1.3. Alcance del Proyecto

A través de la realización del presente proyecto de investigación se pretende desarrollar un sistema personal Wireless Sensor Network que permita la adquisición y envío de datos, correspondientes a los signos vitales de una persona, hacia un concentrador que los procese y envíe a Internet, de tal forma que puedan ser visualizados en tiempo real en aplicación web. Las variables que se pretende obtener a través de los sensores son: PPG (photoplethysmography), frecuencia cardiaca, temperatura y ECG (Electrocardiogram).

Adicionalmente, todos estos resultados se almacenan en una base de datos de tal forma que puedan ser accesibles en cualquier lugar y momento, haciendo factible un mejor seguimiento a la salud del paciente.

La primera etapa de este proyecto de investigación consta del diseño e implementación física de la red, es decir, a cada sensor se le acopla un módulo de adquisición y envío de datos de forma inalámbrica; dichos datos son recibidos por el concentrador que se encarga del procesamiento de los mismos y funciona como Gateway de salida hacia Internet. A esta primera parte se la ha denominado también bloque de adquisición y procesamiento.

En la segunda etapa, se desarrolla el bloque de almacenamiento en la nube; aquí se diseña la etapa de adquisición de datos en el servidor y la aplicación web que presenta los resultados en

tiempo real, además se crea la base de datos que almacena los datos que obtiene de forma continua a través de la red de sensores en el bloque anterior.

Una vez creados ambos bloques se procede a unirlos, probando un sensor a la vez, es decir, el sensor detecta la variable y su respectivo módulo de adquisición toma los datos y los envía al concentrador, este a su vez los procesa y los envía hacia Internet; los datos se van mostrando en la aplicación en tiempo real y a la vez se van almacenando en las bases de datos.

Ya exitosa la unión de los dos bloques, se replica la actividad con los demás sensores, del mismo modo y uno a la vez. Realizando más de una prueba por cada sensor y validando los datos obtenidos de manera que se pueda asegurar que son los correctos esperados. Finalmente se implementa la red de monitoreo de forma total, con todos los sensores y se prueba el sistema para analizar su funcionalidad.

Las pruebas de funcionamiento y análisis son presentadas en escenarios específicos, así como los sujetos de prueba, mismos que, con conocimiento total de las pruebas aceptan ser parte de éstas. Las personas escogidas como sujetos de prueba son un hombre y una mujer, adultos jóvenes en edades entre 20 y 29 años de edad de sectores no vulnerables.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

- Diseñar e implementar un sistema de monitoreo de signos vitales en tiempo real a través de una red de sensores inalámbricos de área personal con visualización vía web.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Levantar el Estado del Arte de redes inalámbricas de área personal, sensores biomédicos y aplicaciones en tiempo real.
- Caracterizar los sensores biomédicos.
- Diseñar la red de sensores biomédicos inalámbricos y el concentrador de datos.
- Diseñar el bloque de adquisición de datos y almacenamiento en la nube.
- Implementar el sistema de monitoreo de signos vitales
- Proponer los protocolos de pruebas del sistema
- Analizar resultados.

1.5. Descripción General del Proyecto

El presente proyecto de investigación se encuentra organizado de la siguiente manera:

Primero, se muestra de forma general la descripción del trabajo de titulación, así como la importancia, justificación, el alcance y los objetivos que se pretende cumplir con el desarrollo de la presente investigación.

En una segunda sección, se desarrolla el Estado del Arte de las temáticas involucradas en el proyecto donde se detalla la teoría correspondiente al sistema, tales como signos vitales, monitoreo remoto, redes de sensores inalámbricos (Wireless Sensor Networks) e IoT.

Para una tercera sección, se realiza el diseño del sistema, levantando los requerimientos tanto de la parte de hardware y software, se continúa con la caracterización de los sensores y establece el diseño de la red de sensores. A continuación se procede con la implementación del sistema, es decir la unión de los bloques de hardware y software diseñados con anterioridad para que

funcionen en conjunto previo a la realización de pruebas. Finalmente, una vez que el sistema esté integrado y el protocolo de pruebas listo se procedió a analizar su funcionamiento y evaluar su efectividad al mostrar los datos de forma remota y en tiempo real.

CAPÍTULO II

2. ESTADO DEL ARTE.

2.1. Introducción.

En cualquier campo de investigación, sea que ésta, involucre solo una o varias áreas de conocimiento, resulta imperativo familiarizarse con los temas que se van a abordar con el objetivo de comprender el panorama en general, en este caso, desde la forma más básica las señales fisiológicas con las que se va a trabajar hasta la estructura y funcionamiento de los sensores y las redes de área personal.

Es por eso que en este capítulo se trata de dar un enfoque teórico a los conceptos y definiciones de los temas precisos a los cuales se orienta la presente investigación. Se va a analizar cada una de las señales biomédicas que proponen como: temperatura corporal, frecuencia cardíaca, PPG (fotopleletismografía) y ECG (electrocardiograma). Adicionalmente, se desarrollarán, los lineamientos correspondientes a las redes de área personal, siendo este tema importante para la constitución del proyecto de investigación debido a que estas redes inalámbricas serán usadas para la distribución de los sensores.

Además se tratarán los temas de instrumentación electrónica para el hardware con el cual se implementa la red y se darán a conocer las temáticas de bases de datos y aplicaciones en tiempo real vía web, aspectos necesarios para abarcar los conceptos de almacenamiento en la nube y software aplicado.

2.2. Sistemas de monitoreo orientados a e-Health

En la actualidad, un número cada vez mayor de personas que viven en países en vías de desarrollo obligan a la búsqueda de nuevas soluciones tecnológicas para el monitoreo continuo de los controles de salud (Anand, Nisar, Naresh, Nagendra, & Mithun, 2017). De hecho, se ha convertido en una necesidad la frecuente visita a los hospitales y clínicas, haciendo de esta actividad un proceso que consume recursos financieros y tiempo.

Es así que para solucionar este tipo de problemas, y optimizar recursos, el avance de la tecnología ha permitido el desarrollo de sistemas rentables, escalables, portátiles y de alto rendimiento, mismos que permiten obtener información relacionada con la salud de la persona. Dicho avance puede abordar los desafíos que enfrentan la mayoría de clínicas de emergencia en países de desarrollo (Mohd & Chellappan, 2014), en las cuales el equipo médico se ve limitado por la cantidad de pacientes y la reducida automatización en el seguimiento de los pacientes.

Muchos de los dispositivos diseñados para el monitoreo constante de signos vitales tienen la peculiaridad de ser portables y algunos de ellos también fáciles de acoplar al cuerpo, en lo que hoy en día se conocen como dispositivos *wereables*, útiles para proporcionar datos fisiológicos continuos, así como una mejor información sobre la salud general de las personas (Yilmaz, Foster, & Hao, 2010).

Los avances constantes en temas como redes inalámbricas, sensores médicos y software interoperable crean nuevas posibilidades para brindar atención médica, sea o no en situación de emergencia. Principios pensados por los autores Gao, Greenspan, Welsh, Juang, & Alm (2005) quienes desarrollaron en la Universidad Johns Hopkins un sistema que facilita la atención de

pacientes en situación de emergencia. En esta investigación se usaron sensores wereables para detectar y registrar signos vitales en una base de datos de registros electrónicos de pacientes, software pre-hospitalario para monitorear continuamente los signos vitales de los pacientes y alertar sobre cambios críticos, y un portal web seguro que permite compartir la información en tiempo real.

En el ámbito local, uno de estos trabajos es realizado por Villacís (2018) quien desarrolló un sistema wereable móvil para el sensado de presión sanguínea a través de técnicas de fotopletismografía, inmerso en este, además se realizó el estudio de la señal de fotopletismografía adquirida a través de 12 configuraciones de emisores y receptores de luz para tres tipos de onda diferentes: luz roja, verde e infrarroja, para un posterior diseño con la configuración que mejor respuesta en tiempo y frecuencia presentaba. El proyecto de Villacís es clave para el desarrollo del presente trabajo puesto que el diseño de circuitería e ingeniería electrónica se basan y toman para a partir de éstos llegar al logro de una parte de los objetivos propuestos en la presente investigación.

Por otro lado, existe un sistema portable diseñado para la adquisición de señales de electrocardiograma (ECG) es presentado por Arias (2018), que como resultado presenta un dispositivo que además permite la detección de arritmias a partir del análisis de la actividad eléctrica del corazón registrada en la señal ECG. El dispositivo portable consta de dos electrodos en configuración bipolar para el registro de la señal y un tercer electrodo como referencia (Arias, 2018). De igual manera que en la anterior investigación, el trabajo de Arias, sirve como referencia directa para el diseño del sistema de adquisición de señales electrocardiográficas del

presente trabajo, es decir, el diseño de la circuitería fue tomado como base del autor ya mencionado.

2.3. Signos Vitales

De acuerdo con Hopkins (2017), los signos vitales son medidas de las funciones más básicas del cuerpo, y son directamente tomados por profesionales médicos y proveedores de atención médica para monitorear de manera rutinaria el comportamiento de sus pacientes y poder detectar problemas de salud.

Por lo general, son cuatro los signos vitales que se toman: temperatura corporal, pulso, frecuencia respiratoria y presión arterial; cada uno de estos posee parámetros numéricos que ayudan a la interpretación de la medición realizada. No obstante, para aquellos casos en los que la observación constante es primordial en ciertos pacientes, otros son los signos vitales que se analizan, como pigmentación de la piel, la conciencia o nivel de respuesta; esto depende claramente de la persona a la cual se orienten las mediciones y el problema de salud presentado (Luo & Chang, 2016).

Tomando en cuenta lo anterior, para la presente investigación los signos vitales a medir son: temperatura corporal, PPG, frecuencia cardíaca y ECG; razón por la cual el desarrollo de las definiciones teóricas están estrechamente ligadas a estos cuatro temas.

2.3.1. Temperatura Corporal

La temperatura corporal de una persona varía de acuerdo a varios parámetros como el género, la actividad reciente, el consumo de alimentos y líquidos, la hora del día, el ciclo menstrual de las mujeres, entre otros (Luo & Chang, 2016). Normalmente la temperatura del cuerpo puede variar

desde los 97.8 grados Fahrenheit (36.5 grados Celsius) hasta los 99 grados Fahrenheit (37.2 grados Celsius) para un adulto sano. Este signo vital es uno de los más fáciles de obtener y medir, ya que se lo puede obtener de cualquiera de las siguientes maneras:

- Oralmente: se puede obtener la medición de temperatura corporal utilizando un termómetro de vidrio clásico insertándolo en la boca.
- Rectalmente: suele ser tomada por vía rectal con un termómetro de vidrio o digital, esta medida usualmente es entre 0.5 y 0.7 grados Fahrenheit más alta a la medida por vía oral.
- Axilar: se toma la temperatura por debajo del brazo, esta medida tiene a ser entre 0.3 a 0.4 grados Fahrenheit más baja que aquella medida por vía oral.
- Por el oído: a través de un termómetro especial se puede medir la temperatura desde el tímpano, esta medida refleja la temperatura central del cuerpo, es decir, la de los órganos internos.
- Por la piel: se emplea un termómetro especial para medir rápidamente la temperatura de la piel en la zona de la frente.

Una anomalía en la temperatura corporal se puede presentar por dos comportamientos anormales, fiebre e hipotermia. La fiebre está indicada cuando la temperatura corporal aumenta aproximadamente un grado o más sobre la temperatura normal de 98.6 grados Fahrenheit (37 grados Celsius) (Hopkins, 2017), mientras que la hipotermia se conoce como la disminución de la temperatura corporal por debajo de los 95 grados Fahrenheit (35 grados Celsius).

2.3.2. Frecuencia Cardíaca

La frecuencia cardíaca es uno de los signos vitales o indicadores importantes de la salud en el cuerpo humano (MacGill, 2017). Ésta indica la cantidad de veces por minuto que el corazón se contrae, la cantidad de latidos cardíacos por minuto (bpm, beats per minute). Un corazón sano suministra al cuerpo la cantidad justa de sangre a la velocidad adecuada para lo que sea que esté haciendo el cuerpo en ese momento. La frecuencia cardíaca se mide con mayor precisión desde el tórax con el transmisor del monitor de frecuencia cardíaca o los electrodos del electrocardiógrafo (EKG, electrocardiograph) (Polar, 2016).

De Acuerdo con Mandal (2018), “el corazón late para suministrar sangre limpia oxigenada desde el ventrículo izquierdo a los vasos sanguíneos del cuerpo a través de la aorta”. A medida que la necesidad de oxígeno cambia en diversas situaciones, como actividad física, el sueño, amenazas a la seguridad y respuestas emocionales, la frecuencia cardíaca cambia en consecuencia (MacGill, 2017)

El conocimiento de este tipo de conceptos puede ser un importante indicador de la salud del corazón (American Heart Association, 2015). En general, una frecuencia cardíaca más baja en reposo implica una función cardíaca más eficiente y una mejor capacidad cardiovascular, no obstante una frecuencia cardíaca inusualmente alta o baja puede indicar un problema subyacente. Una frecuencia cardíaca normal en reposo para adultos varía de 60 a 100 latidos por minuto (Laskowski, 2015).

2.3.3. PPG (Fotopleletismograma)

La pletismografía, como menciona Villacís (2018) “es una técnica utilizada para la medición o estimación de volumen de un objeto”, siendo una de las técnicas más antiguas para el estudio de la fisiología humana y actualmente considerada para la evaluación del flujo sanguíneo (Kamal, 1989).

Por otro lado, la fotopleletismografía (PPG), es una técnica óptica simple y de bajo costo que se puede usar para detectar cambios en el volumen de sangre en el lecho microvascular del tejido, que a menudo se usa de forma no invasiva para realizar mediciones en la superficie de la piel.

La forma de onda PPG comprende una forma de onda fisiológica pulsátil (‘AC’) atribuida a cambios sincrónicos cardíacos en el volumen sanguíneo con cada latido cardíaco, y se superpone a una línea base de variación lenta (‘DC’) con varios componentes de frecuencia más baja atribuidos a la respiración, actividad del sistema nervioso simpático y termorregulación (Allen, 2007).

El componente pulsátil de la forma de onda PPG a menudo se llama el componente ‘AC’ y generalmente tiene su frecuencia fundamental, en alrededor de 1 Hz, dependiendo de la frecuencia cardíaca, como se observa en la Figura 1. Esta componente de AC se superpone a un gran componente de casi DC que se relaciona con los tejidos y con el volumen de sangre promedio. Este componente de DC varía lentamente debido a la respiración, la actividad vasomotora y las ondas vasoconstrictoras, las ondas Traube Hering Mayer (THM) y también la termorregulación (Allen, 2007).



Figura 1. El componente pulsátil (AC) de la señal de PPG

Fuente: (Allen, 2007)

La componente de AC en realidad está superpuesta a una componente de DC más grande que se relaciona con los tejidos y con el volumen promedio de la sangre dentro de una muestra representa la mayor atenuación de la luz asociada con el aumento del volumen de sangre microvascular con cada latido cardíaco. En la práctica, la forma de onda PPG a menudo se invierte (Allen, 2007).

La onda del pulso PPG, como menciona Elgendi (2012), se divide en dos fases, denominadas: anacrótica y catacrótica. La primera es el borde ascendente del pulso, mientras que la segunda es el borde descendente del pulso. La primera fase se refiere principalmente a la sístole (systole) y la segunda fase a la diástole (diastole) y las reflexiones de onda desde la periferia.

Una muestra dicrótica (dicrotic notch), como la observada en la Figura 2, generalmente se ve en la fase catacrótica en aquellos sujetos con arterias compatibles sanas.

De la misma Figura 2, también se puede destacar ciertos rasgos propios de una onda PPG, como la amplitud sistólica (systolic amplitude, x) que es un indicador de los cambios pulsátiles en el volumen sanguíneo causados por el flujo sanguíneo alrededor del sitio de la medición; y el

ancho del pulso, que se correlaciona con la resistencia vascular sistémica mejor que la amplitud sistólica (Elgendi, 2012).

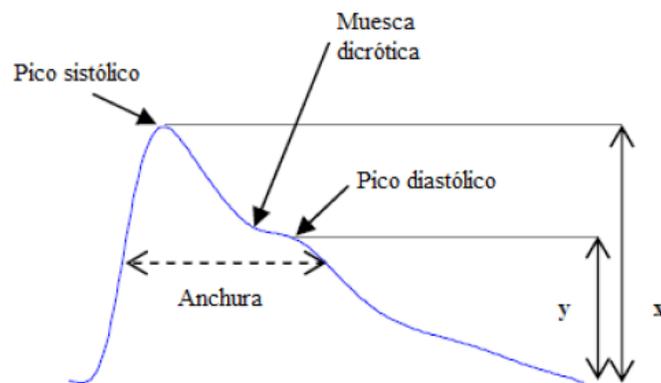


Figura 2. Forma de onda PPG con parámetros característicos.
Modificado de: (Elgendi, 2012)

2.3.4. ECG (Electrocardiograma)

Un electrocardiograma, o ECG, examina la frecuencia cardíaca, el ritmo y la actividad eléctrica del corazón (Macfarlane, 2014). El corazón es una bomba eléctrica de dos etapas y la actividad eléctrica del corazón puede medirse con electrodos colocados en la piel (Wedro, Lee Kulick, & Davis, 2018). El electrocardiograma puede proporcionar además, la evidencia indirecta del flujo de sangre al músculo del corazón.

Un ECG mide cómo se mueven los impulsos eléctricos a través del músculo cardíaco cuando se contrae y relaja (British Columbia, 2017), o dicho de otra forma, traduce la actividad eléctrica del corazón en trazos de líneas en papel. Los picos y las caídas dichos trazos de línea se llaman ondas, tal como se observa en la Figura 3.

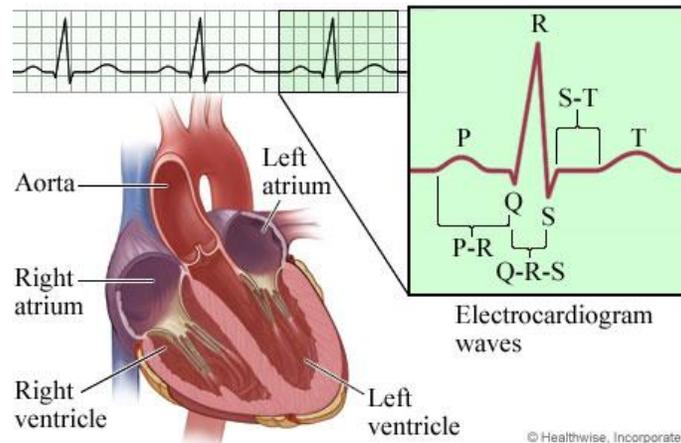


Figura 3. Componentes e Intervalos del ECG

Fuente: (British Columbia, 2017)

- La onda P es un registro de la actividad eléctrica a través de las cámaras superiores del corazón (aurículas).
- El complejo QRS es un registro del movimiento de los impulsos eléctricos a través de las cámaras inferiores del corazón (ventrículos).
- El segmento ST muestra cuándo se contrae el ventrículo, pero no circula electricidad a través de él. El segmento ST generalmente aparece como una línea recta y nivelada entre el complejo QRS y la onda T.
- La onda T se muestra cuando las cámaras inferiores del corazón se reinician eléctricamente y se preparan para su próxima contracción muscular (British Columbia, 2017).

2.4. Sensores

Un sensor a menudo es definido como un “dispositivo que recibe y responde a una señal o estímulo” (Fraden, 2010), esta definición frecuentemente es tan amplia que cubre casi todo campo en el que la aplicabilidad se pueda dar.

Cada una de las variables medidas tiene un sensor propio que sirve como sistema de transducción, es decir, detecta una variable física y le convierte en una señal eléctrica a tratar posteriormente.

2.4.1. Sensores de temperatura

Una de las variables más comunes que el hombre ha tratado de evaluar en cuanto a intensidad es la temperatura. Esta medida ha tratado de ser obtenida de varias formas como la expansión térmica, base de los termómetros de vidrio; aunque en la actualidad la forma más precisa se da a través de algunos detectores como son resistivos, termoelectrónicos, semiconductores, ópticos, acústicos y piezoeléctricos (Fraden, 2010).

Actualmente, en el mercado existen a disposición varios de estos tipos de sensores, con características propias que hacen que cada uno de ellos se defina para una finalidad específica. De todos estos se han seleccionado algunos posibles para el estudio, detallados a continuación:

- RTD (Resistance Temperature Detector): es un detector de temperatura basado en una variación en la resistencia eléctrica. El metal más común para esta aplicación es el platino (Pallás-Areny & Webster, 2001). La sensibilidad de estos varía de acuerdo al modelo, en escalas de 38.5 Ohmios por cada 100°C y su tamaño es ergonómico ya que viene en modelo de sonda.
- Termistores: son resistencias dependientes de la temperatura, que están basados en semiconductores y no en conductores como el RTD (Resistance Temperature Detector). Se designan como NTC (Negative Temperature Coefficient) cuando tienen un coeficiente de temperatura negativo y como PTC (Positive Temperature Coefficient) cuando tienen

un coeficiente de temperatura positivo (Pallàs-Areny & Webster, 2001). La relación entre la resistencia y la temperatura tiene una forma característica. El tamaño de este sensor es pequeño ya que su presentación por lo general es en forma de disco.

- Termopares: Un par de diferentes metales con una unión fija en un punto o zona constituye un termopar, cuya baja sensibilidad responde con decenas de microvoltios por cada grado centígrado que cambia (Fraden, 2010). Por lo general, su presentación en forma de sonda es de tamaño reducido y apto para cualquier trabajo.

No todos los sensores de temperatura son analógicos, existen también diseños integrados, generalmente basados en silicio que producen representaciones digitales precisas de las temperaturas que están midiendo. Esto simplifica el diseño del circuito de acondicionamiento externo y el procesamiento a través de un conversor análogo/digital.

La precisión de los sensores de temperatura digitales varía con el rango de temperatura para el cual son fabricados; para aquellos diseñados para leer de 0 °C a 70 °C la precisión lograda es de ± 0.5 °C, para encapsulados diseñados para medir entre -55 °C a 175 °C la especificación indica que es ± 1 °C, y para diseños entre 130 °C y 150 °C se habla de ± 1.5 °C (Tuite, 2018).

Por lo general en el mercado se encuentran algunos tipos de sensores digitales, tales como el DTH11 o el DS18B20, habitualmente los más usados.

2.4.2. Sensores para ECG

Un electrocardiograma (ECG) se puede obtener directamente desde un electrocardiógrafo, aunque en el mercado también existen sensores para obtener la señal de electrocardiograma, como es el caso del PS-2111.

La base tiende a ser la misma, el sistema de transducción viene dado por un sistema de electrodos que se colocan en la superficie corporal en las diferentes derivaciones y se conectan a un sistema que procesa las señales para poder visualizarlas (Martín, 2014).

El sistema incluye una interfaz gráfica en la que se representan 3 segundos de señal ECG tal como se observa en la Figura 4. Y la frecuencia de muestreo varía entre los 50 y 200 Hz.

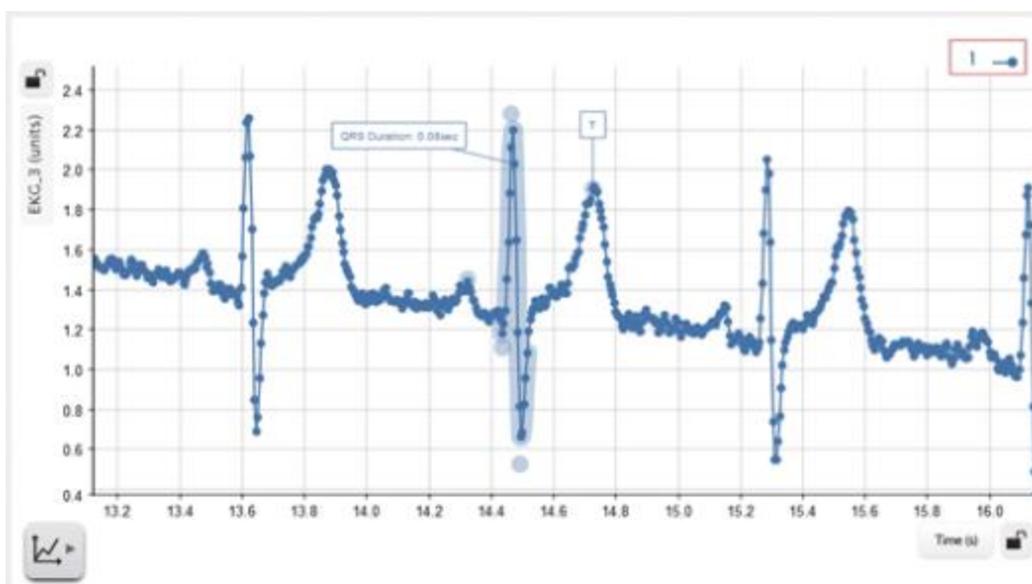


Figura 4. Ejemplo de señal ECG mostrada por sensor PS-2111

Otro de los modelos es el propuesto por Arias (2018), este sistema funciona a través de las señales eléctricas que emiten las fibras musculares del corazón, mismas que son sensadas por un sistema de transducción y procesadas para poder ser graficadas. El principio del sistema de transducción viene a partir del electrodo, que actúa como conductor eléctrico en contacto con la piel (Arias, 2018).

Se sabe que las derivaciones cardíacas son el registro de la diferencia de potenciales eléctricos entre dos puntos, ya sea entre dos electrodos (derivación bipolar) o entre un punto virtual y un

electrodo (derivaciones monopolares) (Plaza, 2019). Las derivaciones cardiacas, por así decir, clásicas, detectan la diferencia de potencial entre dos electrodos que se encuentran ubicados en diferentes extremidades. Las derivaciones de extremidades se pueden apreciar en la Figura 5.

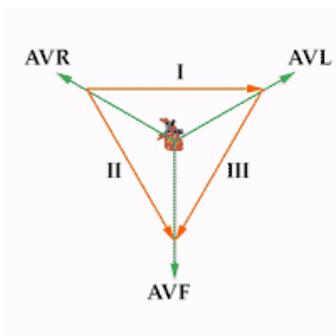


Figura 5. Triángulo de Einthoven

Fuente: (Plaza, 2019)

La derivación 1 (I) registra la diferencia de potencial entre el brazo derecho y el izquierdo, la derivación 2 (II), registra la diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda, mientras que la derivación 3 (III) lo hace entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

Existen también las derivaciones precordiales o derivaciones del plano horizontal, mostradas en la Figura 6, éstas son 6 y son precisas para la detección de alteraciones del ventrículo izquierdo.

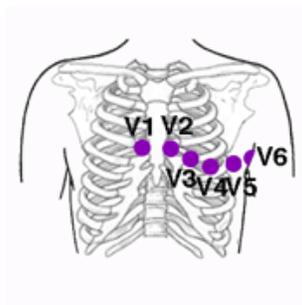


Figura 6. Derivaciones Precordiales

Fuente: (Plaza, 2019)

2.4.3. Sensores para PPG

La base de los sensores PPG (photoplethysmography) tiene incidencia en pequeños diodos electroluminosos y fotodetectores (LEDs) de intensidad. Estos dispositivos tienen un sensor que vigila variaciones de menor importancia en la intensidad de la luz transmitida o reflejada del tejido. Estos cambios de la intensidad se asocian a los cambios en sangre que atraviesan el tejido y ofrecen la información cardiovascular vital tal como el pulso (Cheriyedath, 2019).

Por lo general se utilizan leds verdes, rojos e infrarrojos; la luz verde en el rango de longitud de onda entre 500 nm y 550 nm alcanza una profundidad de 0.5 mm a 2 mm, la luz roja con un rango de longitud de onda de 645 nm a 700 nm alcanza una profundidad de penetración de 1 mm a 6 mm en la piel, y la luz infrarroja con un rango de longitud de onda entre 750 nm a 1000 nm alcanza una profundidad que varía entre los 2 mm a 10 mm (Villacís, 2018).

Para la técnica de fotoplethysmografía, es clave detectar la cantidad de luz que es absorbida por la hemoglobina y la oxihemoglobina ya que están directamente relacionadas con el volumen de sangre, reflejando así la sístole y diástole del ciclo cardiaco (Villacís, 2018).

La luz verde, a diferencia de la roja e infrarroja, en el rango de longitud de onda mencionado presenta un pico de absorción dominante para hemoglobina y oxihemoglobina, es decir que es absorbida por los glóbulos rojos y obtiene la mayor profundidad de absorción por sangre pulsátil.

Uno de estos sensores implementados es el de Villacís (2018) cuyo principio de funcionamiento se basa en la detección óptica de los cambios volumétricos en la sangre en el lecho microvascular del tejido, ya que el sensor de PPG está conformado por una fuente de luz y un detector y que la hemoglobina y la oxihemoglobina presentes en la sangre tienen la capacidad

de absorción de ciertas longitudes de onda, éste es capaz de monitorear los cambios en la intensidad de luz por medio de reflexión o transmisión en el tejido expuesto (Villacís, 2018).

2.5. Redes de sensores inalámbricos

Las redes de sensores inalámbricos consisten en nodos pequeños con capacidades de detección, computación y comunicación inalámbrica (Al-Karaki & Kamal, 2004) que se despliegan densamente dentro del fenómeno o muy cerca de él. Estos nodos, con ayuda de sistemas microelectromecánicos y electrónica digital han permitido el desarrollo de nodos sensores multifuncionales de bajo costo, bajo consumo de energía, pequeños en tamaño y que se comunican sin problemas en distancias cortas (Akyildiz, Su, Sankarasubramaniam, & Cayirci, 2002). Estos pequeños nodos sensores, constan de sensores, procesamiento de datos y componentes de comunicación, y aprovechan la idea de redes de sensores para representan una mejora significativa en aplicabilidad respecto a los sensores tradicionales.

La particularidad de este tipo de redes se sitúa en que la posición de los nodos sensores no necesita ser diseñada o predeterminada, lo que permite un despliegue aleatorio en lugares inaccesibles u operaciones de socorro en casos de desastre. Los nodos sensores están equipados con un procesador incorporado, con la finalidad de evitar enviar los datos sin procesar a los nodos de concentración, y poder utilizar las capacidades de procesamiento de cada nodo sensor, es decir, realizar cálculos simples para transmitir únicamente los datos requeridos y parcialmente procesados (Akyildiz, Su, Sankarasubramaniam, & Cayirci, 2002).

Las redes de sensores pueden consistir de muchos tipos diferentes de sensores, como sísmicos, magnéticos, térmicos, visuales, infrarrojos, acústicos, de radar, entre otros. Tal variedad permite

monitorear una amplia gama de condiciones ambientales (Akyildiz, Su, Sankarasubramaniam, & Cayirci, 2002)

De esta manera es que surgen una gran cantidad de posibles aplicaciones para redes de sensores inalámbricos en diversos campos o áreas en las que la eficiencia es uno de los factores que destaca como ámbito particular para beneficio de uno o varios sectores estratégicos como: aplicaciones militares, ambientales, del hogar, comerciales, y por supuesto aplicaciones de la salud.

En este último campo, las redes de sensores pueden actuar de numerosas maneras, destacando de todas estas la telemonitorización de datos fisiológicos, aquí los datos fisiológicos recopilados por las redes de sensores pueden almacenarse durante un largo período de tiempo, y pueden utilizarse para la exploración médica. Esta temática abre camino hacia el seguimiento y monitorización de pacientes dentro de un hospital (Akyildiz, Su, Sankarasubramaniam, & Cayirci, 2002). Por ejemplo un nodo sensor puede estar detectando la frecuencia cardíaca, mientras que otro está detectando la presión arterial; técnicamente lo que el presente trabajo propone y realiza.

Normalmente, las WSN contienen varios nodos de sensores que tienen la capacidad de comunicarse entre ellos o directamente a una estación base externa. En la Figura 7 se puede observar un diagrama esquemático de los componentes del nodo sensor. Básicamente, cada uno de estos nodos sensores comprende unidades de detección, procesamiento, transmisión, movilizador, sistema de búsqueda de posición y unidades de potencia (Al-Karaki & Kamal, 2004). Algunos de estos componentes son opcionales.

Cada uno de estos nodos sensores dispersos tiene la capacidad de recopilar y enrutar datos a otros sensores o de nuevo a una estación base externa, misma que puede ser un nodo fijo o móvil capaz de conectar la red de sensores a una infraestructura de comunicaciones existente o a Internet, donde el usuario puede tener acceso a los datos obtenidos.

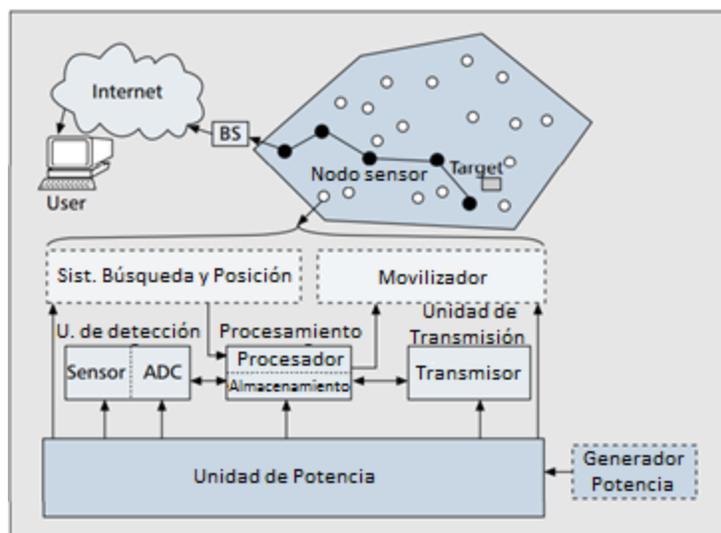


Figura 7. Componentes de un nodo sensor
Modificado de: (Al-Karaki & Kamal, 2004)

La creciente necesidad de aplicaciones donde los nodos puedan enviar datos sin restricciones físicas como presencia de cables para alimentación y transmisión ha llevado a la creación de nuevos enfoques en el diseño de redes inalámbricas en temáticas orientadas a la salud humana como son las Body Sensor Networks.

Dicho tema, no es más que una aplicación de las WSN, con la variación de ser redes inalámbricas de área personal (WPAN, Wireless Personal Area Network), dichas redes, orientadas a sistemas de monitoreo médico se usan para medir datos fisiológicos específicos y también proporcionan información basada en la ubicación, si es necesario (Hao & Foster, 2008).

2.5.1. Protocolos de enrutamiento para Wireless Sensor Networks (WSN)

Akkaya & Younis (2005) mencionan que los avances en las redes de sensores inalámbricos han llevado a muchos nuevos protocolos, diseñados específicamente para estas redes, a un punto en el que la temática energética es una consideración esencial. Sin embargo, la mayor parte de la atención se ha prestado a los protocolos de enrutamiento, ya que pueden diferir según la aplicación y la arquitectura de la red.

En general, el enrutamiento de una WSN puede ser dividido en enrutamiento plano, jerárquico, y basado en la ubicación, dependiendo de la estructura de la red (Al-Karaki & Kamal, 2004).

- En el enrutamiento plano, a todos los nodos se les asigna iguales roles o funcionalidades.
- En el enrutamiento basado en jerarquías los nodos desempeñarán diferentes roles en la red.
- En el enrutamiento basado en la ubicación, las posiciones de los nodos sensores se modifican para enrutar datos en la red.

Por otro lado, un protocolo de enrutamiento se considera adaptativo si ciertos parámetros del sistema pueden controlarse para adaptarse a las condiciones actuales de la red y los niveles de energía disponibles (Al-Karaki & Kamal, 2004). Clasificándose así en: basadas en multitrayecto, basadas en consulta, basadas en negociación, basadas en QoS y basadas en coherencia; dependiendo de la operación del protocolo.

2.5.2. Arquitecturas de red

Las WSN, están formadas por un grupo de sensores con capacidades sensitivas y de comunicación inalámbrica, que permiten formar redes ad hoc sin infraestructura física preestablecida ni administración central. La particularidad de este tipo de redes es que permiten ofrecer servicios entre nodos sin necesidad de visión directa. Es así que varios tipos de arquitecturas de red se pueden dar. Siendo dos de ellas las comúnmente implementadas.

La primera arquitectura es aquella mostrada en la Figura 8, también denominada arquitectura multisalto, en la que destacan dos entes que intervienen de forma directa en la red, el primero es un nodo sensor, que de acuerdo a una topología definida se conectan a un nodo central que hace las veces de Gateway y se conecta con otros nodos sensores y puede tener la capacidad de conectarse hacia internet.

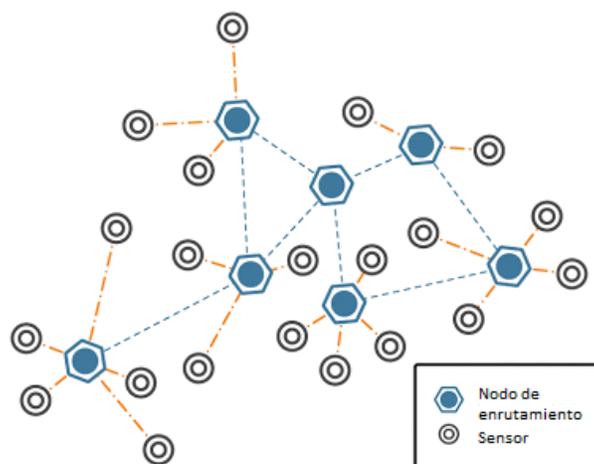


Figura 8. Arquitectura conformada por nodos sensores y nodos enrutadores (multisalto)
Modificado de: (Prashun, 2018)

Por otro lado, existe también la posibilidad de utilizar la arquitectura mostrada en la Figura 9, también denominada arquitectura centralizada en la que trata de establecer una comunicación

directa entre el sensor e Internet. Éste tipo de arquitecturas puede ser usada en aplicaciones IoT ya que permite en intercambio de datos entre los sensores e Internet a través de un Gateway que enlace la red creada con Internet (Otri, 2016).



Figura 9. Arquitectura para conexión de sensores directamente a Internet (centralizada)
Modificado de: (Otri, 2016)

2.6. Aplicaciones en tiempo real

Una aplicación en tiempo real (RTA, Real-Time Application) es un sistema informático que funciona dentro de un lapso de tiempo que el usuario percibe como inmediato o actual y la latencia debe ser menor a un valor definido (Rouse, 2008). Para que una aplicación pueda o no ser considerada como RTA, ésta depende netamente del tiempo de ejecución en el peor de los casos (WCET, worst-case execution time), es decir, el tiempo máximo que una tarea definida o un conjunto de tareas requieren en una plataforma de hardware determinada.

Los sistemas de tiempo real son aquellos sistemas en los que la exactitud del sistema depende no sólo de los resultados lógicos de los cálculos, sino también de tiempo en el cual los resultados se producen. Estos sistemas abarcan un amplio espectro de complejidad, desde

microcontroladores muy simples, hasta sistemas altamente sofisticados y distribuidos como estación espacial, sistemas integrados de visión, robótica, IA (inteligencia artificial), aplicaciones de mando de control, entre otras (Stankovic & Ramamritham, 1990).

El funcionamiento de las aplicaciones en tiempo real es relativamente sencillo, éstas se limitan a enviar peticiones al servidor, para que éste envíe información necesaria al usuario. Hoy en día, se utilizan diferentes tecnologías para minimizar la latencia y lentitud en el envío de datos a través de la red, siendo óptimos en estos casos ciertos lenguajes como JavaScript, Ruby, Python, .NET, y por supuesto, Socket implementados en HTML5. Por lo tanto, se puede decir que estas aplicaciones son programas informáticos que pueden ser ejecutados en una terminal que tenga conexión a Internet y que permitan al usuario establecer comunicación con un servidor, que contiene la información a la cual se requiere acceder y cuya conexión es prácticamente imprescindible para tener información actualizada (Ramírez, 2012).

Los sistemas en tiempo real pueden clasificarse de acuerdo a las exigencias temporales en:

- Críticos (hard): aquellos que no toleran un exceso tiempo de respuesta, por ende éste debe garantizarse a toda costa. Ejemplo: Sistema de navegación de un avión
- Esenciales (soft): aquellos cuya respuesta fuera de tiempo no produce graves daños y puede ser tolerada. Ejemplo: Sistema de comunicaciones.
- Incrementales: son aquellos en donde la calidad de la respuesta obtenida depende del tiempo disponible para su cálculo. Mientras más tiempo, mejor respuesta. Ejemplo: Algoritmos de cálculos iterativos (Gomis, 2004).
- No esenciales: aquellos que corresponden a tareas sin restricción de tiempo.

En la Figura 10 se presentan algunos ejemplos de tiempos de respuesta de ciertas aplicaciones en Tiempo Real, obviamente, la categoría de un sistema de este tipo no reside en el orden de la magnitud de los tiempos que maneja sino en el cumplimiento de las restricciones de tiempo.

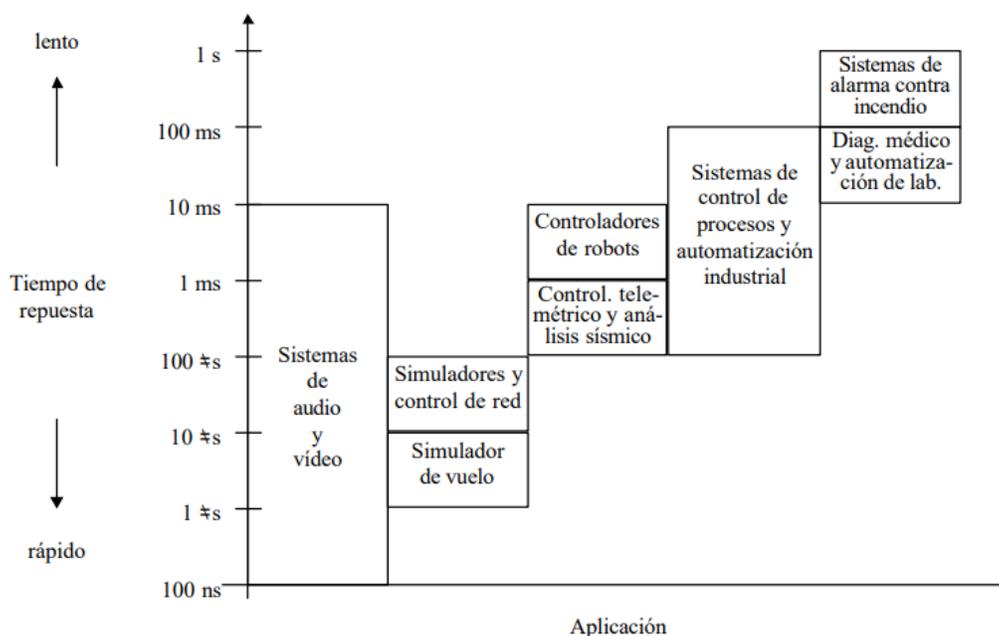


Figura 10. Tiempos de respuesta para algunas aplicaciones en Tiempo Real.

Fuente: (Gomis, 2014)

2.7. Servidores web

Un servidor web es un programa que utiliza HTTP (Hypertext Transfer Protocol) para servir los archivos que forman las páginas web a los usuarios, en respuesta a las solicitudes, que son reenviadas por los clientes HTTP desde sus computadoras (Lingan, 2015).

El modelo más común es conocido como cliente/servidor. En el que destaca la característica que todas las computadoras que alojan sitios web deben tener programas de servidor web. Lingan (2015) menciona los principales servidores web, incluyendo Apache (el servidor web más ampliamente instalado), Microsoft's Internet Information Server (IIS) y nginx. Sin embargo,

otros servidores, útiles casi para cualquier servicio, se destacan, tales como el servidor NetWare de Novell, Google Web Server (GWS) y la familia de servidores dominio de IBM.

Frecuentemente, los servidores web forman parte de un grupo más grande de programas relacionados con Internet e Intranet para responder solicitudes como correo electrónico, descargar solicitudes FTP (File Transfer Protocol), y construir y publicar en páginas web.

Para poder elegir de forma correcta un servidor web, orientado a aplicaciones específicas, se debe estudiar correctamente el funcionamiento de este con el sistema operativo de trabajo, y la compatibilidad con otros servidores. Se debe analizar también la capacidad de manejar la programación del lado del servidor, características de seguridad y herramientas particulares de publicación como motores de búsqueda y construcción de sitios anexados a este.

Un servidor web puede ser referido tanto del lado del hardware como del lado del software, en cuanto al hardware, Fujimoto (2019) menciona que un servidor web es una computadora que almacena el software del servidor web y los archivos de componentes de un sitio web (por ejemplo, documentos HTML, imágenes, hojas de estilo CSS y archivos JavaScript). Está conectado a Internet y admite el intercambio físico de datos con otros dispositivos conectados a la web.

En cambio, en el lado del software, un servidor web incluye varias partes que controlan cómo los usuarios web acceden a los archivos alojados, como mínimo un servidor HTTP. Un servidor HTTP es una pieza de software que comprende las URL y HTTP (Fujimoto, 2019). Se puede acceder a él a través de los nombres de dominio de los sitios web que almacena, y entrega su contenido al dispositivo del usuario final.

En un escenario básico como el mostrado en la Figura 11, se observa que el navegador necesita un archivo alojado en un servidor web, el navegador solicita el archivo a través de HTTP. Cuando la solicitud llega al servidor web correcto (hardware), el servidor HTTP (software) acepta la solicitud, busca y encuentra el archivo solicitado y lo envía al navegador a través de HTTP, en caso de no haber encontrado el archivo devuelve la respuesta 404.

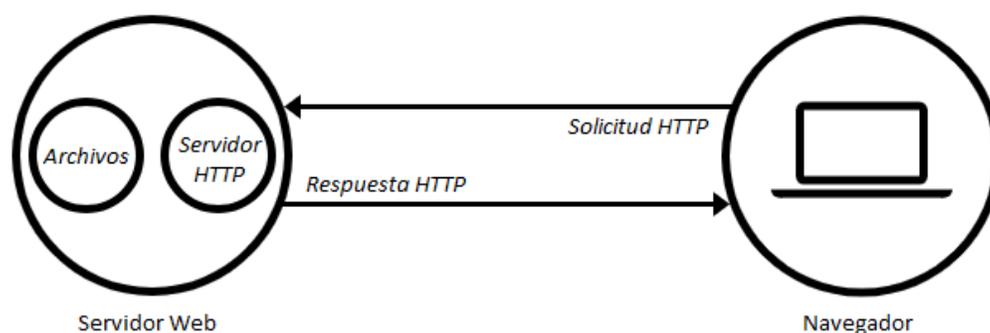


Figura 11. Escenario de solicitud y respuesta entre servidor web y navegador
Modificado de: (Fujimoto, 2019)

Al momento de publicar un sitio web, es necesario saber si se necesita un servidor web estático o dinámico. Al referirse a un servidor estático, o también llamado pila, es necesario saber que este consiste en una computadora y un servidor HTTP, el nombre “estático” se debe a que el servidor envía sus archivos alojados, sin modificar, al navegador.

A diferencia de un servidor web dinámico, que consta de un servidor web estático más software adicional, que por lo general es un servidor de aplicaciones o bases de datos. Este atribuye su nombre a la actualización de los archivos que se encuentran alojados, antes de enviarlos a su navegador a través de HTTP.

2.8. Bases de datos

De acuerdo con Leake & Hughes (2019) una base de datos es una recopilación de información que se organiza para que se pueda acceder, administrar y actualizar fácilmente. Los datos se organizan en filas, columnas y tablas, y se indexan para que sea más fácil encontrar la información relevante.

En la misma rama, Connolly & Begg (2015) consideran una base de datos como una colección de datos relacionados y un sistema de administración de bases de datos o DBMS (Database Management System) como el software que administra y controla el acceso a la base de datos, en donde una aplicación de base de datos es simplemente un programa que interactúa con la base de datos en algún momento de su ejecución.

Desde una perspectiva u otra, lo cierto es que en los últimos años, los avances tecnológicos han llevado estas aplicaciones a nuevos sistemas de bases de datos (Elmasri & Navathe, 2011), como: la tecnología multimedia, que ha permitido el almacenamiento de imágenes, clips de audio y secuencias de video digitalmente; los sistemas de información geográfica, que pueden almacenar y analizar mapas, datos meteorológicos e imágenes de satélite; los sistemas de procesamiento analítico, útiles por muchas compañías para extraer y analizar información comercial útil de bases de datos muy grandes para respaldar la toma de decisiones, entre varios otros.

La tecnología de base de datos activa y en tiempo real se utiliza para controlar los procesos industriales y de fabricación (Elmasri & Navathe, 2011), en un mundo hoy conocido como *empresarial*, término genérico conveniente para cualquier organización comercial, científica,

técnica u otra organización independiente (Date, 2004), como: una compañía de manufactura, un banco, una universidad, un hospital.

Toda industria, debe necesariamente mantener almacenados varios de sus datos relacionados con sus operaciones, en archivos que actualmente son conocidos como *datos persistentes* (Date, 2004), entre los que se incluyen típicamente: datos de producción, de cuenta, de estudiantes, de planificación, y por supuesto de pacientes.

Con un fin u otro, lo cierto es que el propósito general de un sistema de base de datos es apoyar el desarrollo y la ejecución de aplicaciones del mismo tipo. Por lo tanto, desde un punto de vista de alto nivel, se puede considerar que un sistema de este tipo tiene una estructura de dos partes muy simples (Date, 2004), que consisten de un servidor y de un conjunto de clientes.

2.8.1. Bases de datos Relacionales y No Relacionales

Las bases de datos relacionales tales como MySQL, PostgreSQL o SQLite3 representan y almacenan datos en tablas y filas, y están basadas en la teoría algebraica conocida como álgebra relacional. Por otro lado, las bases de datos no relacionales como MongoDB representan datos en colecciones de documentos JSON (Homan, 2014).

La Tabla 1 indica una comparación entre una base de datos relacional y una no relacional desde varios aspectos considerados:

Tabla 1
Comparación entre bases de datos Relacionales y No Relacionales

Característica	Relacional (SQL)	No Relacional (NoSQL)
Tipo de Dato	Difícil de almacenar tipos de datos grandes.	Capaz de almacenar cualquier tipo de dato.
Costo	Caro para crear y mantener	Alrededor del 10% del costo de una base de datos relacional
Representación	Representa datos en tablas y filas	Representa los datos como colecciones de documentos JSON
Consulta	Lenguaje de consulta estructurado (SQL)	Consulta de objetos
Multi-originado	Operación JOIN: realizar consultas en múltiples tablas	Tipo de datos multidimensional: soporta matrices e incluso otros documentos
Esquema	Requieren definir tablas y columnas antes de almacenar. Cada fila tiene las mismas columnas.	Sin esquema, guarda en documentos. Dos documentos en una colección pueden tener diferentes campos.

Fuente: (Hu, 2017)

2.8.2. Modelo Entidad-Relación (ER)

Los modelos conceptuales utilizan conceptos como entidades, atributos y relaciones. Una entidad representa un objeto o concepto del mundo real, como un empleado o un proyecto que se describe en la base de datos. Un atributo representa alguna propiedad de interés que describe una entidad, como, por ejemplo, el nombre o el salario de un empleado. Y, una relación, entre dos o más entidades representa una asociación entre dos o más entidades; por ejemplo, una relación de trabajo entre un empleado y un proyecto (Elmasri & Navathe, 2011).

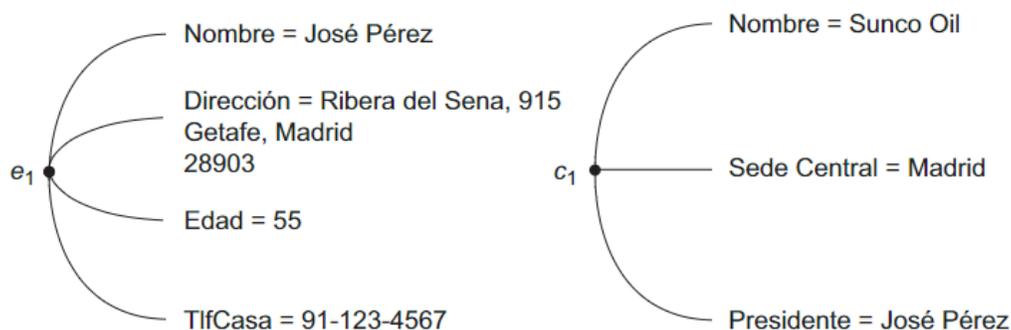


Figura 12. Ejemplo de dos entidades, con sus respectivos atributos.

Fuente: (Elmasri & Navathe, 2011)

La Figura 12 muestra un ejemplo de dos entidades y los valores de sus atributos. La primera entidad EMPLEADO e_1 tiene cuatro atributos denominados: Nombre, Dirección, Edad y TlfCasa; cada uno de estos con sus respectivos valores. Por otro lado, la entidad EMPRESA c_1 tiene tres atributos: Nombre, Sede Central, y Presidente; de nuevo cada una adquiere sus propios valores respectivos.

2.8.3. Relaciones entre Entidades

Elmasri & Navathe (2011), indican que cuando un atributo de un tipo de entidad se refiere a otro tipo de entidad, entonces se está hablando de la existencia de algunas relaciones. En esta

misma línea se detalla también el grado de un tipo de relación, que no es otra cosa que el número de tipos de entidades participantes; un tipo de relación de grado dos se denomina binario, uno de grado tres, ternario.

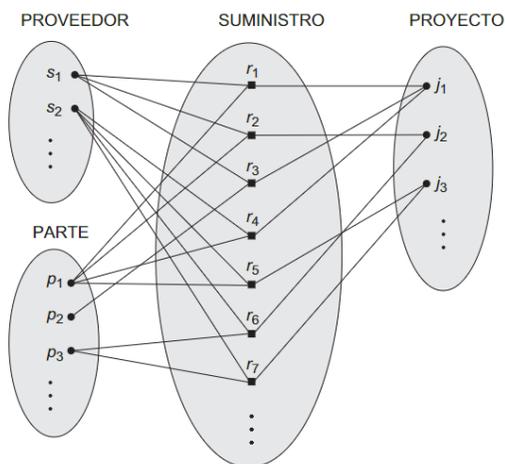


Figura 13. Ejemplo de relación ternaria.

Fuente: (Elmasri & Navathe, 2011)

Los autores Elmasri & Navathe en su sexta edición del libro “Fundamentals of Database Systems” indican el ejemplo ilustrado en la Figura 13, en el que la relación ternaria es SUMINISTRO, donde cada instancia de relación r_i asocia tres entidades: un proveedor s , un repuesto p y un proyecto j , siempre que s suministre un repuesto p al proyecto j . Las relaciones pueden ser, teóricamente, de cualquier grado, pero las más comunes son las binarias.

Para especificar el número máximo de instancias de relación en las que una entidad puede participar, se recurre a la razón de cardinalidad. Mismas que para tipos de relación binaria tienen las siguientes posibles combinaciones 1:1, 1:N, N:1 y M:N.

Un claro ejemplo de una relación binaria 1:1 es administra, mostrado en la Figura 14 que relaciona una entidad departamento con el empleado que dirige ese departamento (Elmasri & Navathe, 2011).

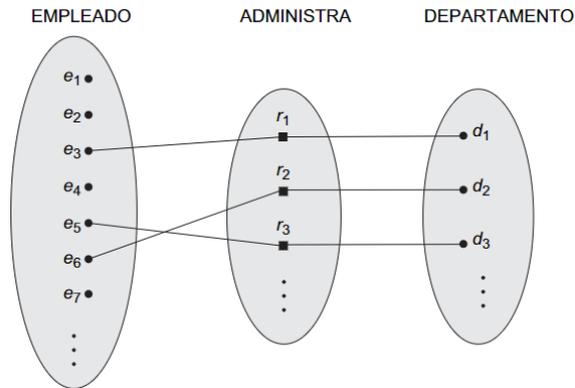


Figura 14. Ejemplo de relación 1:1, ADMINISTRA
Fuente: (Elmasri, Navathe, 2011)

Por otro lado, un ejemplo de relación M:N es el mostrado en la Figura 15, aquí se puede notar que un empleado puede trabajar en varios proyectos y un proyecto puede tener varios empleados.

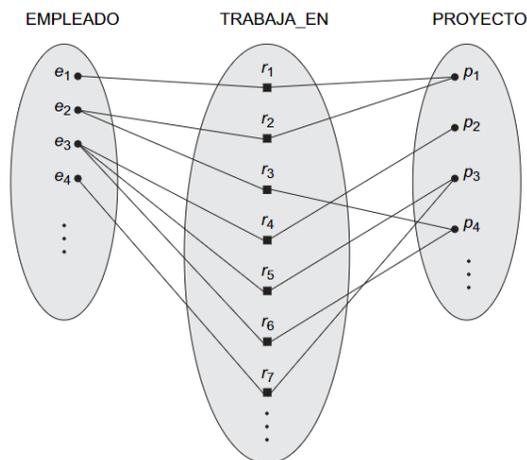


Figura 15. Ejemplo de relación M:N, TRABAJA_EN
Fuente: (Elmasri & Navathe, 2011)

2.9. Arquitectura Cliente/Servidor

La arquitectura cliente servidor es aquella en la que muchos clientes (procesadores remotos) solicitan y reciben un servicio desde un servidor centralizado u ordenador host (Hosch, 2019). Y se desarrolló para tratar entornos informáticos en los que se conectan a través de una red una gran cantidad de PC, estaciones de trabajo, servidores de archivos, impresoras, servidores de bases de datos, servidores web, servidores de correo electrónico y otros programas y equipos (Elmasri & Navathe, 2011). Además se refiere a la forma en que los componentes de software interactúan para formar un sistema.

Como indica su nombre, hay un proceso de cliente, que requiere algún recurso, y un servidor, que lo proporciona (Connolly & Begg, 2015). Usualmente, es muy común colocar el servidor en un sitio en una LAN y los clientes en otros sitios, tal como se puede observar en la Figura 16.

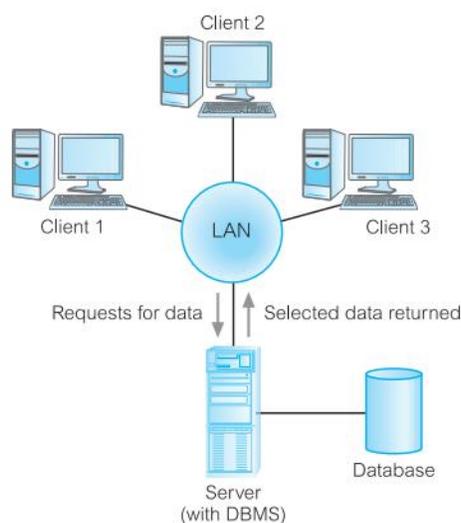


Figura 16. Arquitectura Cliente/Servidor
Fuente: (Connolly & Begg, 2015)

El servidor es sólo el propio DBMS (DataBase Management System, Sistema de administración de base de datos), mientras que los clientes son las diversas aplicaciones que se ejecutan sobre el DBMS, tanto las aplicaciones escritas por el usuario como las aplicaciones integradas (Date, 2004). La arquitectura tradicional Cliente/Servidor de dos niveles proporciona una separación muy básica de estos componentes. El cliente (nivel 1) es el principal responsable de la presentación de datos al usuario, mientras que el servidor (nivel 2) es el principal responsable de suministrar los servicios de datos al cliente (Connolly & Begg, 2015).

CAPÍTULO III

3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO

3.1. Introducción

Dos de las estructuras principales que componen el proyecto de investigación para un Sistema de Monitoreo a través de Wireless Sensor Networks son el Hardware y el Software. Cada uno de estos pilares presenta requerimientos mínimos para su funcionamiento, es por eso que para cada uno de los nodos sensores que componen la red inalámbrica se indican las especificaciones técnicas y detalles necesarios para la finalidad buscada.

La idea general para el diseño del sistema de monitoreo a través de la red de sensores inalámbricos se observa en la Figura 17, misma que indica la existencia de cuatro nodos sensores conectados en una arquitectura mixta, es decir, combinando multisalto y centralizada. Cada uno de estos tiene comunicación inalámbrica usando el protocolo 802.11. Dos de ellos se conectan previamente a un Gateway concentrador de datos, que tiene conexión directa con Internet, y de ahí al servidor web y la base de datos que constantemente almacena los datos de las mediciones de los signos vitales, mientras que los otros dos nodos se enlazan directamente a Internet (arquitectura centralizada).

El diagrama general de la Figura 17 plantea el diagrama general del sistema de monitoreo, a la izquierda se muestra la disposición de los nodos, que toman las muestras de los signos vitales. Los nodos se encuentran sobre el cuerpo humano en las zonas del tórax, muñecas y brazo, respectivamente. El nodo del tórax adquiere las señales de electrocardiograma, el nodo de la muñeca izquierda monitorea fotopletismografía, el nodo del brazo izquierdo obtiene las

mediciones de temperatura corporal medida en la axila; y finalmente el nodo de la muñeca derecha monitorea temperatura en la mano.

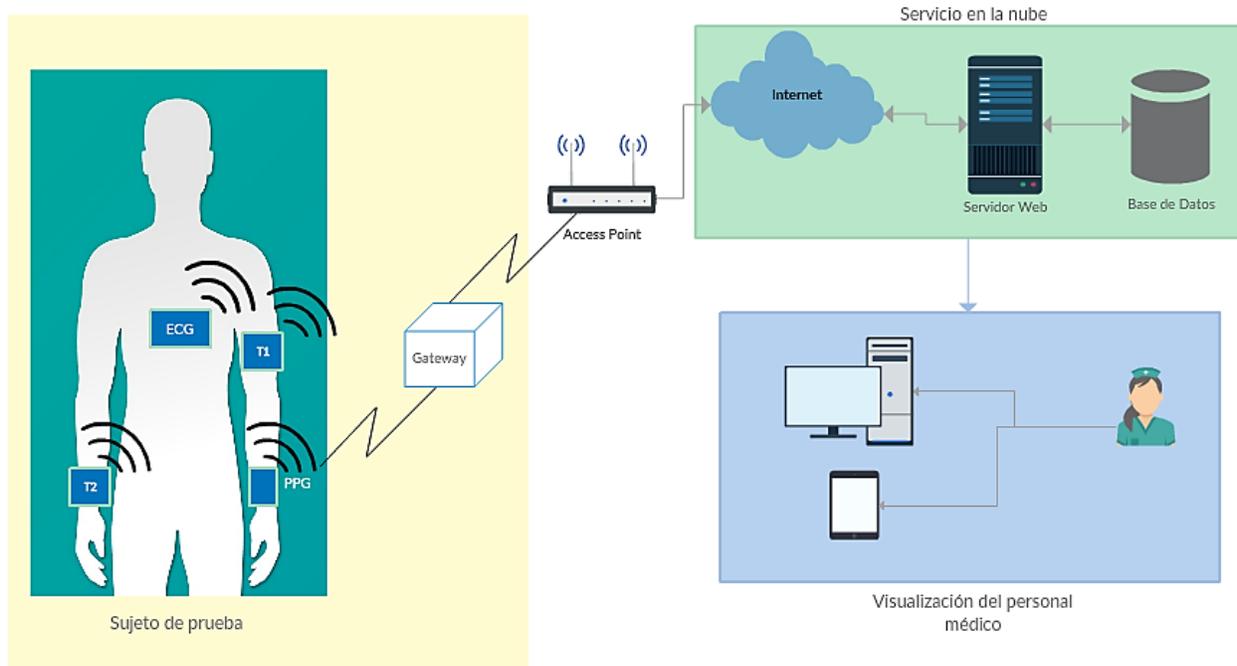


Figura 17. Diagrama general del sistema de monitoreo propuesto

En otras palabras el diagrama mostrado en la Figura 17, corresponde a una topología mixta, como la que representa en la Figura 18.

3.2. Requerimientos de diseño

El sistema posee varios sensores físicos, etapas de comunicación y otros elementos que permiten su funcionamiento, por lo cual es necesario definir los requerimientos mínimos necesarios para el Hardware, así como requerimientos funcionales y no funcionales como el Software.

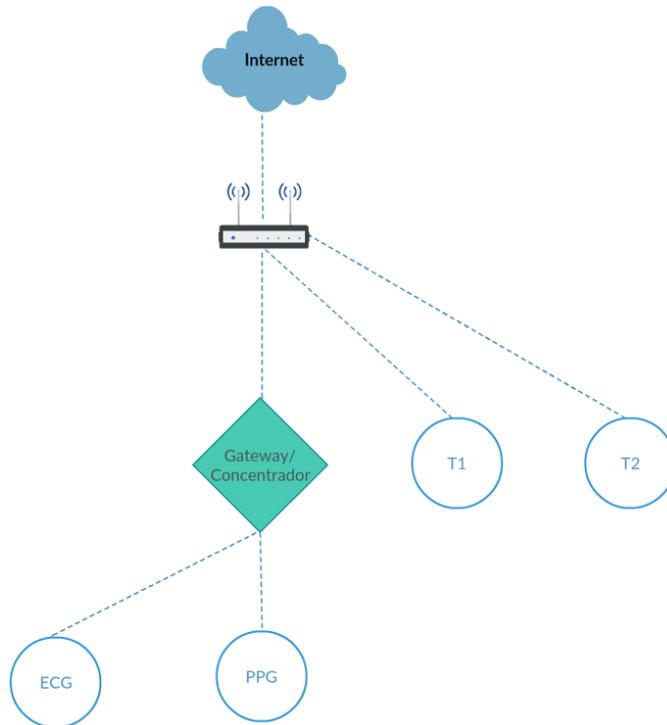


Figura 18. Arquitectura de red propuesta

3.2.1. Requerimientos de Hardware

En esta subsección se detallan los requerimientos necesarios para la el diseño de Hardware. No necesariamente deben existir ambos. Para el caso del hardware, se pueden obviar los requerimientos no funcionales debido a la precisión con la que éstos son diseñados de acuerdo a la finalidad buscada.

3.2.1.1. Sensor de Electrocardiograma (ECG)

Para poder diseñar un sensor que permita obtener las señales de electrocardiograma se han detallado los requerimientos funcionales mínimos para poder sustentar la implementación. Tal y como se observa en la Tabla 2.

Tabla 2
Requerimientos de Hardware funcionales para sensor ECG

Requerimiento	Detalle
Alimentación individual por fuente	2.5 V a 9 V (DC)
Corriente de alimentación por fuente	500 mA a 1000 mA
Número de fuentes de alimentación	3
	1 para Vcc+
	1 para Vcc-
	1 para ESP32
Tipo de señal de entrada	Analógica
Tipo de señal de salida	Analógica
Acondicionamiento de señal	Filtrado, Pre-amplificación, Amplificación, Desplazamiento de offset, Acople de impedancias.
Número de canales	3
Ergonomía	Acoplable al cuerpo en la zona del tórax
Tamaño	10cm x 10 cm (máximo)
Peso máximo	300 gramos
Tipo de electrodo	Acero inoxidable
Forma del electrodo	Cuadrada
Dimensiones	1cm x 1cm

3.2.1.2. Sensor de Fotopleitismografía (PPG)

En cuanto al Hardware para el sensor de fotopleitismografía, los requerimientos funcionales de diseño se enlistan en la Tabla 3.

Tabla 3
Requerimientos de Hardware funcionales para sensor PPG

Requerimiento	Detalle
Alimentación individual por fuente	2.5 V a 9 V (DC)
Corriente de alimentación por fuente	500 mA a 1000 mA
Número de fuentes de alimentación	3 1 para Vcc+ 1 para Vcc- 1 para ESP32
Tipo de señal de entrada	Analógica
Tipo de señal de salida	Analógica
Acondicionamiento de señal	Filtrado, Pre-amplificación, Amplificación, Desplazamiento de offset, Acople de impedancias.
Color de leds emisores	Verde
Número de leds emisores	3
Número de receptores	1
Tipo de receptor	Fotodiodo
Rango de trabajo de receptor	400 nm a 1100 nm

CONTINÚA 

Ergonomía	Acoplable a la zona de la mano
Tamaño	5.5 cm x 7.5 cm (máximo)
Peso máximo	350 gramos

3.2.1.3. Sensor de temperatura

De igual forma se presentan los requerimientos de Hardware necesarios para el sensor de temperatura. Véase Tabla 4.

Tabla 4
Requerimientos de Hardware funcionales para sensor de temperatura

Requerimiento	Detalle
Alimentación individual por fuente	2.5 V a 9 V (DC)
Corriente de alimentación por fuente	500 mA a 1000 mA
Número de fuentes de alimentación	1
Tipo de señal de entrada	Analógica
Tipo de señal de salida	Digital
Tipo de sensor	Sonda o encapsulado
Número de pines útiles	3 (Alimentación, Dato, Tierra)
Rango de medición	0 °C a 100 °C
Precisión	± 2 °C
Resolución	Mayor o igual a 9 bits
Peso máximo	100 gramos

3.2.1.4. Tarjeta de Comunicación Inalámbrica

Para la transmisión de los datos sensados es necesario el uso de una placa de comunicación inalámbrica, a continuación en la Tabla 5 se enlistan los requerimientos mínimos necesarios que debe cumplir este Hardware.

Tabla 5

Requerimientos de Hardware funcionales para tarjeta de comunicación inalámbrica

Requerimiento	Detalle
Alimentación individual por fuente	2.5 V a 9 V (DC)
Corriente de alimentación por fuente	500 mA a 1000 mA
Número de fuentes de alimentación	1
Velocidad de reloj	Mayor a 160 MHz
Tamaño de memoria RAM	520 Kb
Módulo WiFi (802.11)	Integrado en la placa 802.11 b/g/n
Convertor Análogo/Digital	Al menos 1
Resolución convertor análogo/digital	Mínimo 8 bits
Tamaño máximo	6 cm x 3 cm

3.2.1.5. Concentrador de datos

El concentrador de datos, que también realiza las veces de Gateway en el sistema, debe cumplir con ciertos requerimientos para poder ser usado, la Tabla 6 indica dichas características.

Tabla 6*Requerimientos de Hardware funcionales para concentrador de datos*

Requerimiento	Detalle
Alimentación	5 V DC
Corriente de alimentación	2500 mA
Número de fuentes de alimentación	1
Velocidad de reloj	1.4 GHz
Tamaño de memoria RAM	1 GB
Módulo WiFi (802.11 b/g/n/ac)	Integrado en la placa, compatible con ESP32
Sistema operativo	Linux

3.2.1.6. Alimentación del sistema

Los requerimientos funcionales del sistema de alimentación de alimentación para el sistema se detallan en la Tabla 7.

Tabla 7*Requerimientos funcionales para sistema de alimentación.*

Requerimiento	Detalle
Prototipo	Batería
Tipo	Lipo
Voltaje	3.7 Voltios DC
Capacidad de carga	500 mAh – 1000 mAh
Dimensiones máximas (L x W x H)	5 cm x 2 cm x 0.8 cm

3.2.2. Requerimientos de Software

De igual manera que en el Hardware, el Software presenta también requerimientos funcionales y no funcionales a ser considerados previo al diseño, a continuación se detallan éstos.

3.2.2.1. Frecuencia de muestreo

La frecuencia de muestreo fue escogida en base a los estudios de Kwon, Jeong & Bin Kim (2018), quienes a través de su trabajo denominado “Electrocardiogram Sampling Frequency Range Acceptable for Heart Rate Variability Analysis” demuestran que a una frecuencia entre 50 Hz y 100 Hz el procesamiento no es excesivo y los resultados de la reconstrucción de la señal son aceptables y completamente visibles los complejos del electrocardiograma. Por lo que la frecuencia de muestreo escogida para las señales de electrocardiograma y fotopleletismografía es de 100 Hz.

3.2.2.2. Software para señales ECG y PPG

Los requerimientos para el software que adquiere y envía las señales de ECG y PPG son similares puesto que su tratamiento es básicamente el mismo, dichos requerimientos se observan en la Tabla 8.

Tabla 8

Requerimientos de Software funcionales para señales ECG y PPG

Requerimiento	Detalle
Inicializar librerías	Declarar librería de inicialización de módulo
	WiFi

CONTINÚA 

Inicializar variables	Declarar variables para SSID y password de red inalámbrica, para almacenar valor digital de señal de entrada y dirección del servidor web.
Inicializar conversión análogo-digital	Muestrear la señal analógica de entrada y convierte la muestra en un valor digital.
Conectar con el servidor	Enlaza el nodo de la red con el servidor
Enviar datos	Utiliza el método GET para enviar el valor digital obtenido de la conversión, hacia la base de datos
Repetición de recolección y envío mediante bucle	Esperar 10 milisegundos para repetir el proceso, desde la toma de muestra hasta el envío hacia base de datos. (La frecuencia de muestreo es de 100 Hz)

3.2.2.3. Datos de temperatura

Los requerimientos necesarios para la adquisición y envío de datos de temperatura son detallados en la Tabla 9.

Tabla 9
Requerimientos de Software funcionales para datos de temperatura

Requerimiento	Detalle
Inicializar librerías	Declarar librería de inicialización de módulo WiFi, conexión OneWire y DallasTemperature
Inicializar variables	Declarar variables para almacenar SSID y password de red WiFi, variables para almacenar temperatura y dirección del servidor web.
Inicializar sensor desde librería	Adquiere el valor sensado y lo convierte en grados centígrados
Conectar con el servidor	Enlaza el nodo de la red con el servidor
Enviar datos	Utiliza el método GET para enviar el valor de temperatura obtenido, hacia la base de datos
Repetición de recolección y envío mediante bucle	Esperar 10 segundos para repetir el proceso, desde la toma de muestra hasta el envío hacia base de datos

3.2.2.4. Aplicación web

Los requerimientos funcionales y no funcionales necesarios para la aplicación web se observan en la Tabla 10 y Tabla 11.

Tabla 10*Requerimientos de Software funcionales para aplicación web.*

Requerimiento	Detalle
Visualización	Página para visualización de señales ECG y PPG
	Página de visualización de temperatura corporal y frecuencia cardiaca
Extracción de datos desde base de datos	Programa que consulte los datos desde la base de datos y los grafique o represente en página web
Almacenamiento en base de datos	Programa que recopile los datos procedentes desde cada sensor y los almacene en las diferentes tablas de la base de datos.

Tabla 11*Requerimientos de Software no funcionales para aplicación web.*

Requerimiento	Detalle
Colores y temas	Colores y temas para mostrar resultados en página web
Página de inicio de sesión	Usuario y contraseña para acceder a los servicios

3.2.2.5. Base de datos

Los requerimientos funcionales y no funcionales para las bases de datos se detallan en la Tabla 12 y Tabla 13.

Tabla 12

Requerimientos de Software funcionales para base de datos.

Requerimiento	Detalle
Tablas para cada variable medida	datosecg
	datosppg
	datostemp
	bpm
Entidad relación	Uno a varios.

Tabla 13

Requerimientos de Software no funcionales para base de datos.

Requerimiento	Detalle
Administración con PHPMyAdmin	Gestión de base de datos desde PHPMyAdmin

3.3. Caracterización de sensores

Para la parte de Hardware, la caracterización de los sensores resulta de gran relevancia ya que a partir de ellos se analiza las señales de los signos vitales obtenidas, es decir, se enlistan los requerimientos necesarios para poder adquirir dichas señales, digitalizarlas y enviarlas a la base de datos.

De acuerdo a los requerimientos previamente enlistados, se escoge el Hardware necesario para la finalidad buscada que cumpla con los requerimientos mínimos.

3.3.1. Caracterización de sensor ECG.

Con fundamento en el análisis de requerimientos necesarios para el diseño del sensor ECG, detallados previamente en la Tabla 2, se analizaron posibles opciones para la implementación del circuito; de donde se destaca el diseño implementado por Arias (2018), quien a través de su trabajo denominado “Diseño e Implementación de un Dispositivo Portátil para la Detección de Arritmias Cardíacas en Base al Sensado y Análisis de la Señal ECG”, propone un sistema a través del cual adquiere las señales de electrocardiograma mediante tres electrodos ubicados en la zona del tórax como se muestra en la Figura 19.

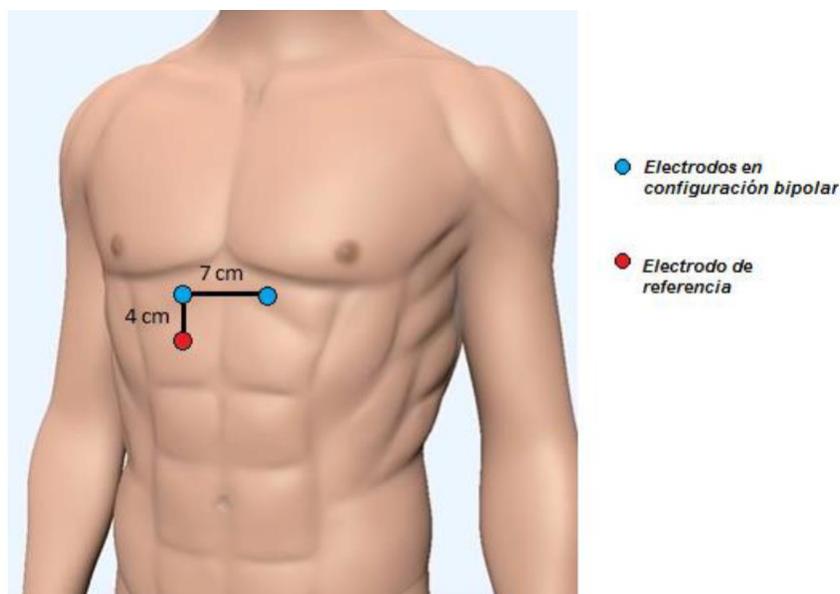


Figura 19. Ubicación de los electrodos en dispositivo ECG portable

Fuente: (Arias, 2018)

El diseño de Arias (2018) funciona a través de la transducción de las corrientes iónicas a señales eléctricas, mediante electrodos secos de acero inoxidable, cuadrados de 1 cm por lado,

conectado al circuito de adquisición de señales mostrado en la Figura 20. Donde se observan las etapas en cascada de filtrado, pre-amplificación, amplificación, desplazamiento de offset y acople de impedancias. Devolviendo como salida una señal de electrocardiograma analógica de amplitud variable, previamente ajustada en 1.3 Voltios. El diseño además cuenta con alimentación positiva y negativa para polarizar correctamente al prototipo.

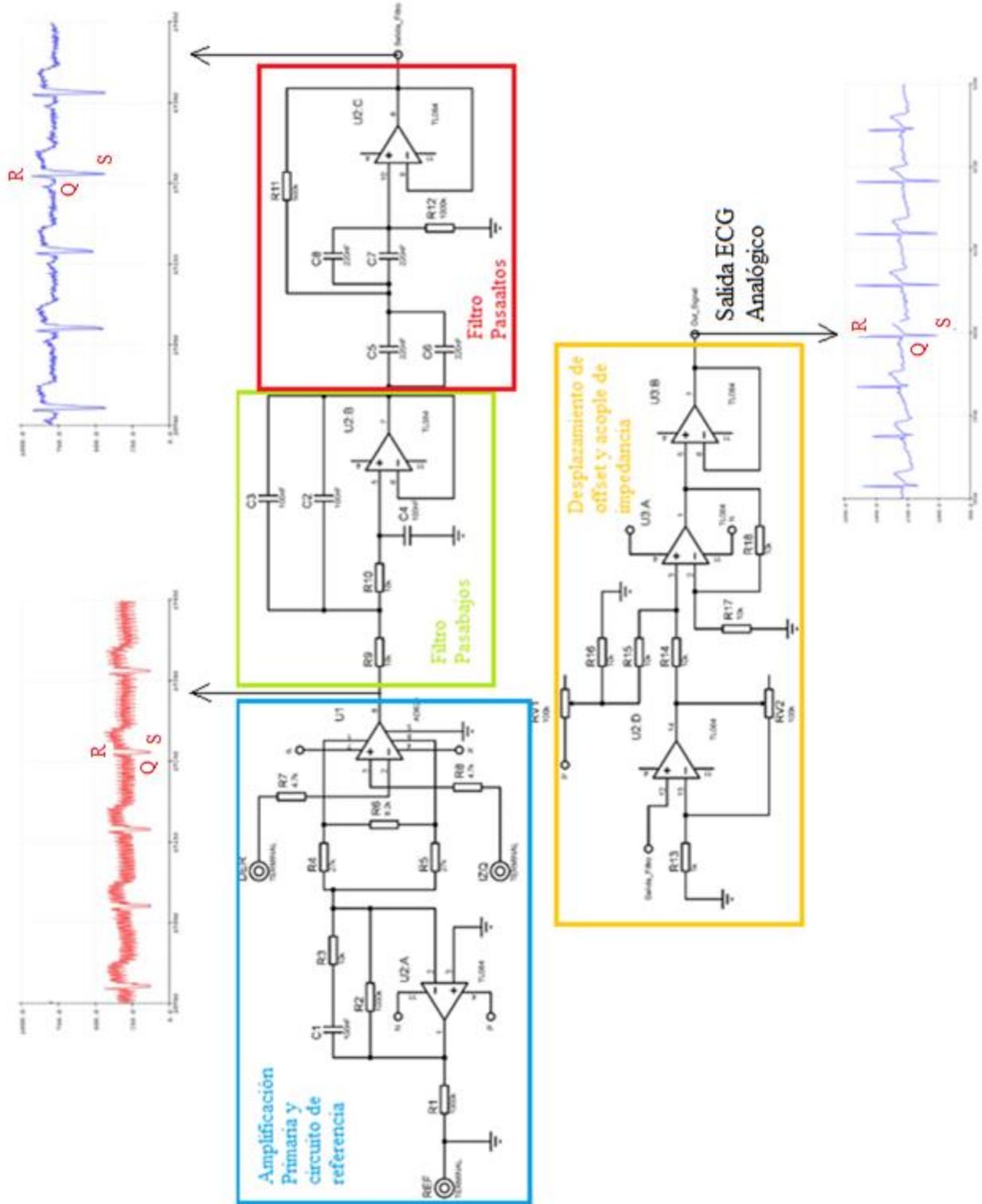


Figura 20. Diagrama electrónico del sistema de adquisición de señales ECG
 Fuente: (Arias, 2018)

3.3.2. Caracterización del sensor PPG

Con base en los lineamientos descritos en los requerimientos de Hardware para el sensor PPG, y luego de un análisis de varias opciones, la elección que más se acopla a lo solicitado es la presentada por Villacís (2018) en la implementación de un prototipo wereable para la detección de la señal de fotopleitismografía, ubicado en la zona de la mano como se observa en la Figura 21.

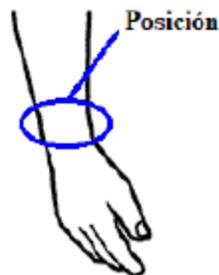


Figura 21. Posición del sensor PPG

Modificado de: (Villacís, 2018)

Este diseño de Hardware está conformado por 3 emisores de luz verde a 530 nm y un receptor fotodiodo que trabaja en la banda de longitud de onda entre 400 nm y 1100 nm. Este prototipo cuenta además con un circuito de activación de diodos, como el mostrado en la Figura 22.

Dicho circuito de activación se conecta a un circuito de adquisición de señales, mostrado en la Figura 23, que incluye etapas en cascada de conversión corriente a voltaje, filtrado, amplificación, desplazamiento de offset y acoplamiento de impedancia. Nuevamente, la etapa de acondicionamiento de señal utiliza amplificadores operacionales, polarizados con alimentación positiva y negativa.

El resultado de la implementación del circuito presentado entrega una señal de fotopleitismografía analógica con una amplitud 1.5 Voltios aproximadamente.

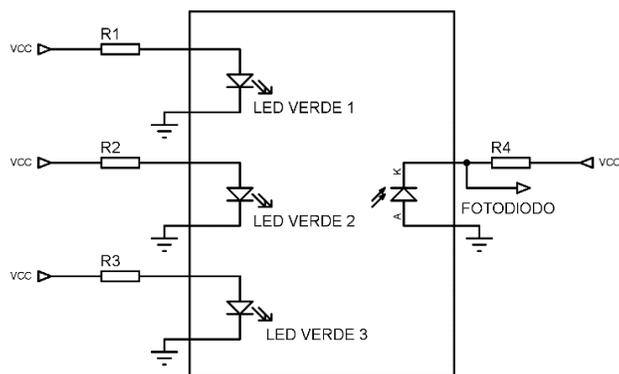


Figura 22. Circuito de activación del sensor PPG
Fuente: (Villacís, 2018)

3.3.3. Caracterización del sensor de Temperatura

Después del análisis de las opciones del mercado según las características de requerimientos, el dispositivo que más se acopla a las exigencias resulta ser el sensor digital DS18B20, que funciona a través de una conversión digital directa, predeterminada a una resolución de 12 bits, tiene un rango de alimentación entre 3 V a 5.5 V (DC). El diseño tiene 3 pines en la mayoría de sus diseños (encapsulado y sonda), mostrando la disponibilidad observada en la Figura 24.

Para la implementación se utilizó un sensor en forma de sonda, la principal razón se debe a la particularidad que tiene en cuanto al ruido térmico, punto importante en cuanto a un sistema de medición de temperatura, éste es menor debido a que su zona de medición está alejada de la circuitería que adquiere las señales y lo alimenta haciendo que sus mediciones sean más exactas debido a que la temperatura que sensa no está sumada con la temperatura de la circuitería.

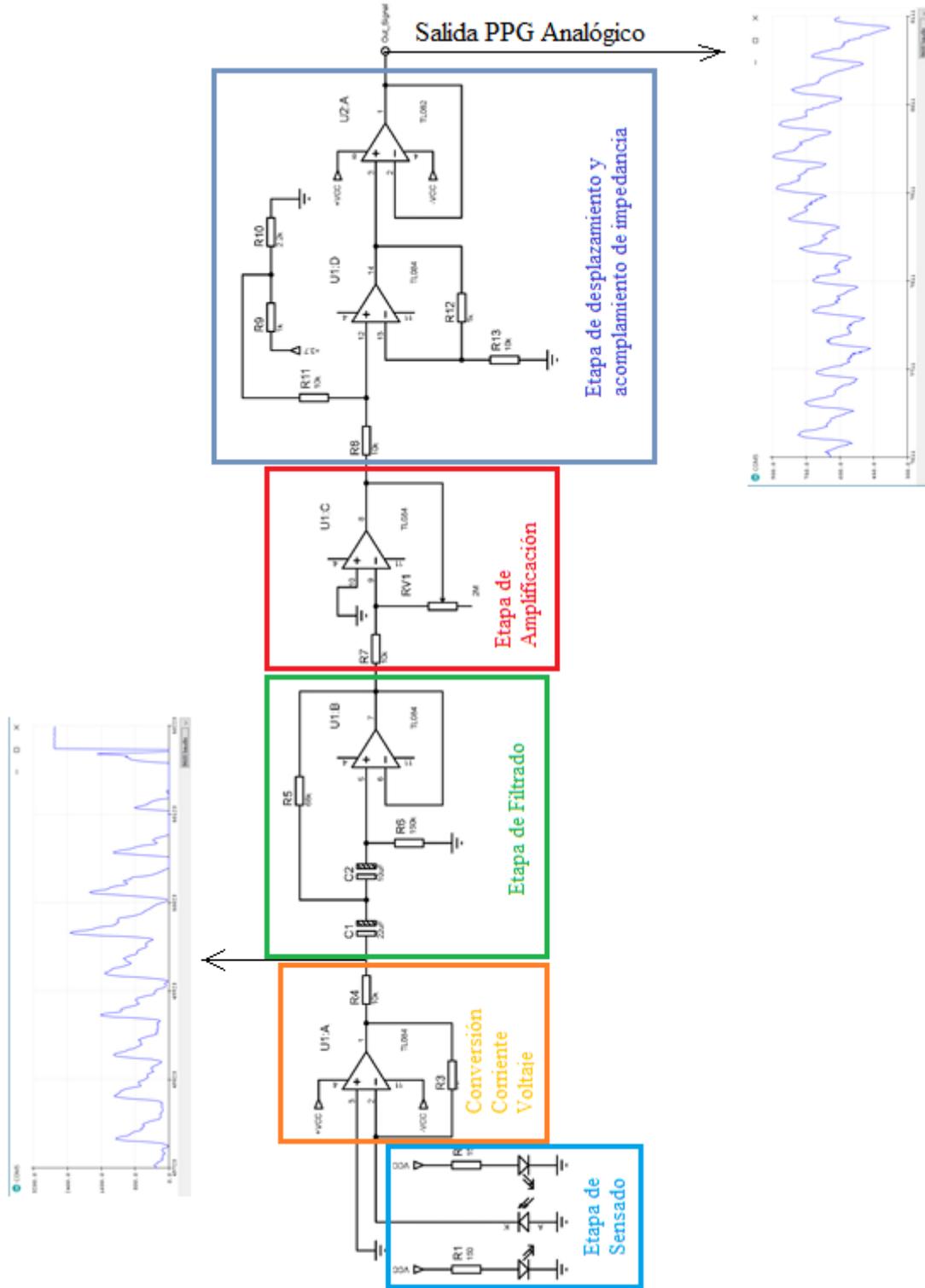


Figura 23. Circuito de instrumentación para nodo sensor PPG
Fuente: (Villacís, 2018)

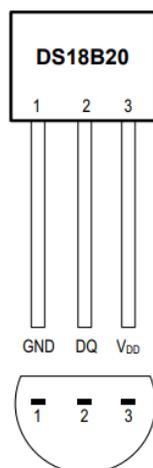


Figura 24. Diagrama de configuración de pines del sensor DS18B20

Fuente: (Maxim Integrated, 2018)

Una vez encendido el sensor, éste realiza una medición que se almacena en un registro de temperatura de 2 bytes, posterior a eso el sensor vuelve a un estado inactivo durante un tiempo determinado por el usuario.

El error en la medición en éste sensor varía de acuerdo al rango en el que se encuentre trabajando, siendo de aproximadamente $\pm 2\%$ en el intervalo entre -55°C a 125°C .

Tanto para el nodo de temperatura de la axila como para el nodo de temperatura de la mano se utilizó el mismo Hardware. Para poder determinar el comportamiento de los sensores en función del tiempo se procedió a realizar mediciones y compararlas con un patrón, en este caso un termómetro de mercurio. Se analizaron 6 minutos de muestras tomadas cada 10 segundos tanto para el sensor como para el termómetro, la gráfica se puede observar en la Figura 25.

3.3.4. Caracterización de Tarjeta de Comunicación Inalámbrica.

El principal requerimiento necesario para poder elegir este tipo de Hardware, es que realice las funciones de conversión análogo/digital, y envío de datos mediante 802.11; de entre varios

prospectos como Arduino o Teensy, la opción idónea resulta ser la tarjeta conocida como ESP32. Véase Figura 26. Ésta tarjeta presenta un conversor análogo/digital de 12 bits de resolución y una tasa máxima de muestreo de 8.928 kHz, además contiene un módulo 802.11 que funciona a través del protocolo TCP/IP.

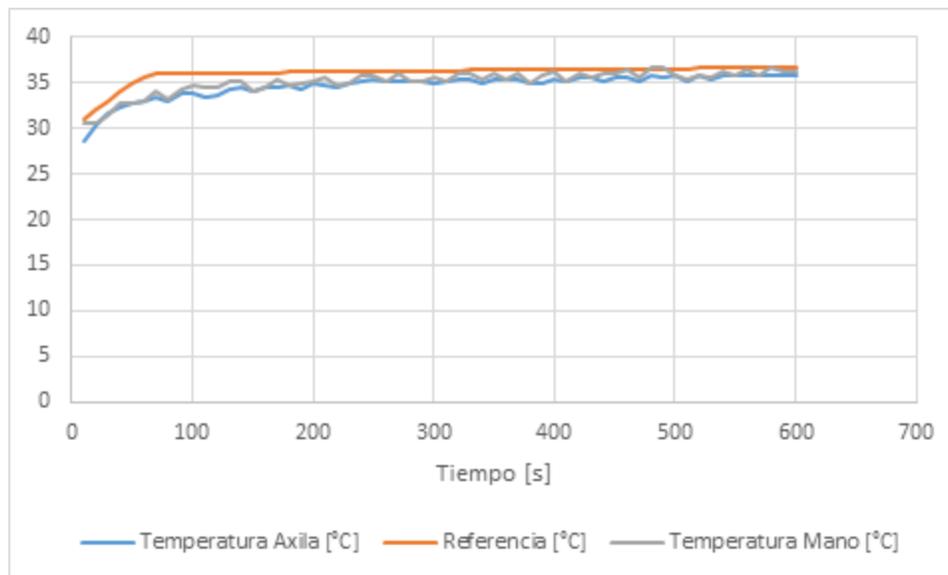


Figura 25. Evaluación de sensores DS18B20 de mano y axila



Figura 26. Modelo tarjeta ESP32

Fuente: (Espressif, 2017)

Parte de la caracterización, en este caso, incluye determinar si la tarjeta empleada ha sido certificada y aprobada por una reconocida institución, y poder determinar si puede o no usarse.

Para esto se recurre a los registros de FCC (Federal Communications Commission) a través del cumplimiento de los parámetros mostrados en la Tabla 14.

Tabla 14
Detalles característicos de ESP32.

Característica	Detalle
Frecuencia de transmisión WiFi	2412-2472 MHz / 2422-2452 MHz
Frecuencia de recepción WiFi	2412-2472 MHz / 2422-2452 MHz
Potencia de salida 802.11b	18.50 dBm
Potencia de antena	2.98 dBi
Conversor A/D	12 bits

Fuente: (espressif.com, 2019)

3.3.5. Caracterización del Gateway/Concentrador de datos.

Para poder realizar la elección del Hardware que actúe como Gateway/Concentrador de datos la Tabla 15 muestra las opciones analizadas así como sus características que cumple.

Tabla 15
Requerimientos de Software no funcionales para base de datos.

Hardware	WiFi Integrado	Alimentación menor o igual a 5V (DC)	Capacidad de integrar sistema operativo	Costo menor a \$100
Computador personal	✓		✓	
Raspberry Pi 3 B+	✓	✓	✓	✓

CONTINÚA 

Arduino	✓	✓
STM32F407	✓	✓

De acuerdo a la comparación establecida, la mejor opción de las analizadas es la tarjeta de desarrollo Raspberry Pi. Éste Hardware tiene integrado un módulo WiFi 802.11, un puerto Ethernet, y se puede conectar al servidor de Internet, sus capacidades de procesamiento, además del sistema operativo basado en Linux (Debian), admiten archivos en extensiones como PHP, HTML y Javascript. Y su alimentación es de bajo consumo (5 V DC a 2A).



Figura 27. Hardware usado como Gateway concentrador

Fuente: (raspberrypi.org, 2018)

3.4. Diseño de Hardware

El enfoque básico del trabajo presentado, nace en la obtención de signos vitales a través de sensores, es decir, dispositivos que convierten una señal de una variable física a una señal correspondiente que tiene forma física diferente, que por lo general es eléctrica (Pallàs-Areny & Webster, 2001).

Por lo general, las señales pasan por un acondicionamiento que consiste en circuitos electrónicos que realizan funciones como amplificación, cambio de nivel, filtrado, ajuste de impedancia, modulación y demodulación; sin embargo, de acuerdo a la finalidad, la función puede diferir.

En resumen, cada nodo del bloque de monitoreo, mostrado en la Figura 28, toma mediciones del exterior, y es un sistema que con alimentación propia a través de baterías; por lo tanto, está conformado por el circuito de adquisición, una tarjeta ESP32 y baterías de alimentación. Las señales adquiridas tanto de ECG como de PPG se conectan primero al bloque de procesamiento, y éste posteriormente a Internet; a diferencia de los nodos de temperatura que envían sus mediciones directamente hacia Internet.

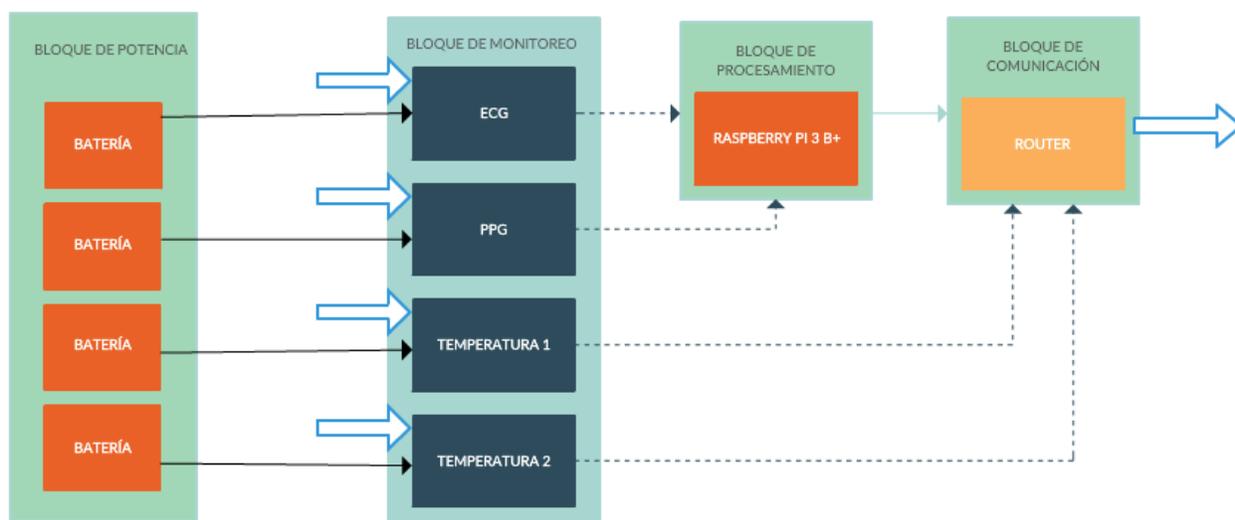


Figura 28. Diagrama de bloques general del Hardware del Sistema de Monitoreo

3.4.1. Nodo sensor ECG

El primer nodo sensor que se diseña de acuerdo a los requerimientos y lineamientos previamente definidos es el ECG, cuyo diagrama de bloques se presenta en la Figura 29.

Los electrodos funcionan como sistema de transducción que se conecta al bloque de adquisición y acondicionamiento de señales en cuya salida se obtiene la señal analógica de electrocardiograma, misma que de inmediato ingresa al conversor análogo/digital del Bloque de Procesamiento y Comunicación (tarjeta ESP32) para ser digitalizada a 12 bits de resolución, y posteriormente enviada mediante el módulo inalámbrico WiFi hacia el Gateway/Concentrador. El bloque de alimentación se conecta tanto al bloque de Adquisición como al de Procesamiento y Comunicación.

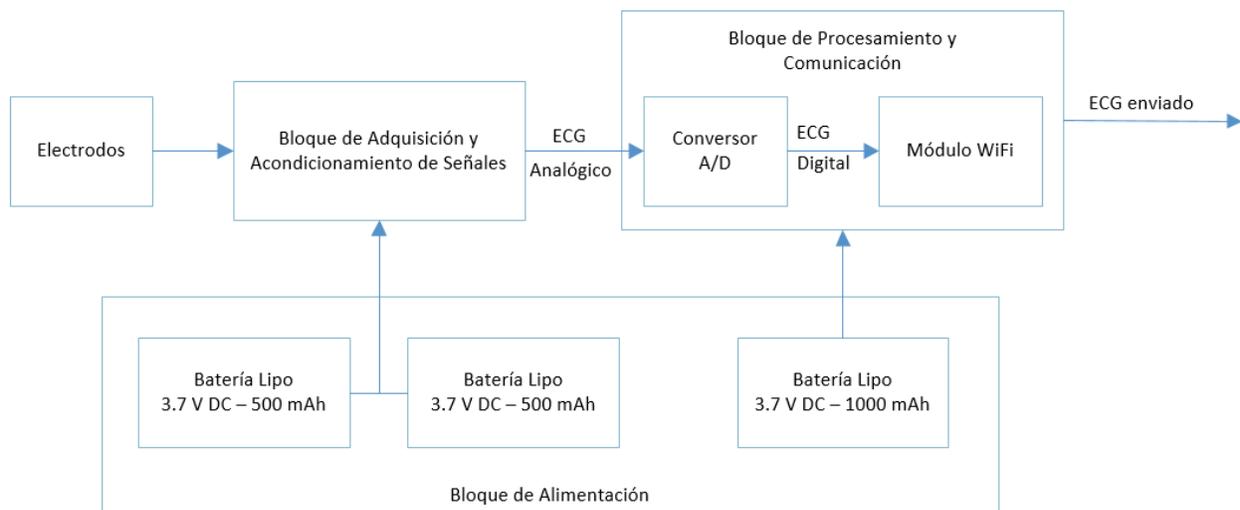


Figura 29. Diagrama de bloques general para el Hardware del nodo sensor ECG

3.4.2. Nodo sensor PPG

El segundo nodo es el de PPG, cuyo diagrama de bloques se observa en la Figura 30, básicamente es similar al nodo ECG, a diferencia de la sistema de transducción que consiste en una configuración de LEDs emisores y receptores de luz; de igual manera, dicha señal se conecta al Bloque de Adquisición y Acondicionamiento de Señales, que posteriormente se muestrea a una

frecuencia de 100 Hz basándose en el principio mencionado para el muestreo de la señal ECG, y finalmente se envía a través del estándar 802.11 hacia el Gateway/Concentrador.

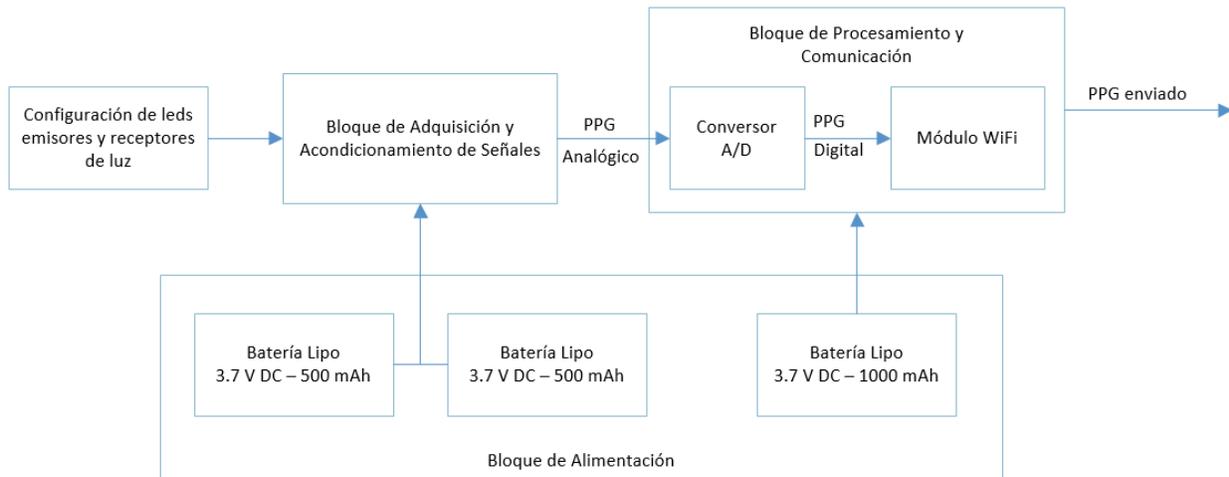


Figura 30. Diagrama de bloques general para el Hardware del nodo sensor PPG

3.4.3. Nodos de Temperatura

El diseño de los dos nodos sensores de temperatura corresponde al diagrama de bloques mostrado en la Figura 31.

Se puede observar que el diagrama de bloques es más simple, puesto que el sensor es digital y no necesita un circuito de acondicionamiento para poder obtener las mediciones, únicamente se polariza y se conecta a una entrada digital del Bloque de Procesamiento y Comunicación que posteriormente se enlaza con el módulo WiFi inalámbrico que envía el valor de la temperatura directamente a la base de datos del servidor web.

El diseño del circuito implementado se observa en la Figura 32. Se puede ver que la alimentación se la realiza a través del pin VCC, la conexión a tierra mediante el pin GND y la

conexión parásita a través de la resistencia pull-up de 4.7 K Ω conectada desde la salida de los datos (DQ) hacia la alimentación.

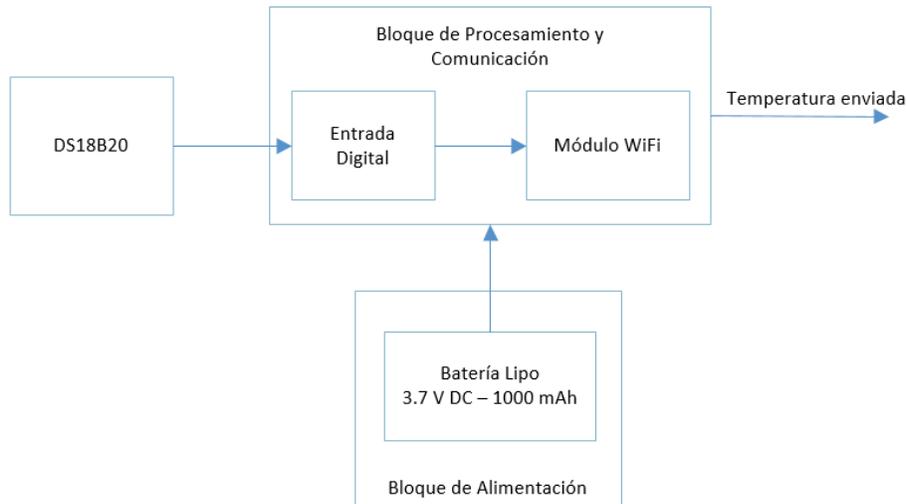


Figura 31. Diagrama de bloques general del Hardware de los nodos sensores de Temperatura

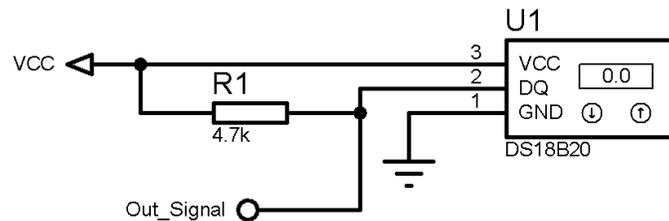


Figura 32. Diagrama electrónico para adquisición de temperatura mediante sensor DS18B20

3.4.4. Concentrador de datos

El concentrador de datos para esta aplicación realiza las veces de Gateway adquiriendo los datos que vienen de los sensores de ECG y PPG para posteriormente enviarlos a la base de datos en Internet. La topología en la que funciona el Concentrador de datos en la red se representa en la Figura 33. Éste únicamente trabaja para los sensores ECG y PPG y tiene salida hacia Internet de manera inalámbrica (802.11).

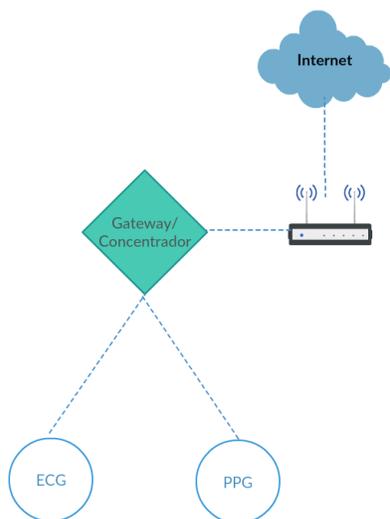


Figura 33. Diagrama de conexión de Concentrador a red WiFi

Para esto se han planteado enlistar los requerimientos necesarios para poder implementar el software, entre funcionales y no funcionales. Dentro del primer grupo se encuentran los requisitos que expresan la naturaleza del funcionamiento de la aplicación en general, mientras que en el segundo grupo están los requisitos de cómo debe ser el sistema en lugar de su comportamiento específico y pueden ser de algunos tipos como: rendimiento, interfaz, operación, recursos, comprobación, documentación, seguridad, calidad y mantenimiento (Alquinga, 2017).

3.4.5. Muestreo y envío de datos para señales ECG y PPG.

Tanto las señales de electrocardiograma (ECG) como las de fotopletismografías (PPG), previamente analizadas en la Figura 2 y **Figura 3 respectivamente**, son analógicas continuas, es decir, tienen infinitos valores en el tiempo, razón por la cual es necesario que dichas señales sean muestreadas y digitalizadas por el conversor análogo-digital de la tarjeta ESP32 inmerso en la

circuitería de cada nodo sensor, éste trabaja a una resolución de 12 bits, muestreadas a una frecuencia de 100 Hz, los voltajes de referencia son de 0 a 4 Voltios DC.

Estos valores digitales deben ser enviados mediante el estándar 802.11 hacia un Bloque de Procesamiento (conformado por la tarjeta de desarrollo Raspberry Pi) de forma continua con el objetivo de reconstruir la señal y que pueda ser observada claramente por el usuario final.

De acuerdo a los requerimientos descritos, la Figura 34 muestra el diagrama de flujo del programa que contiene la tarjeta ESP32 y que permite muestrear los datos y enviarlos a través de Wi-Fi.

3.4.6. Obtención y envío de temperatura

Cabe recordar que el sensor utilizado para la adquisición de temperatura es el DS18B20, la particularidad de este tipo de sensor es su modelo digital que permite la obtención de la medida de temperatura de forma directa por el pin de datos, propio del diseño del mismo.

Para poder adquirir el dato de temperatura de forma más sencilla es necesario obtener las librerías conocidas como OneWire.h y DallasTemperature.h, mismas que reducen la programación y devuelven el valor de temperatura en grados centígrados.

La Figura 37 muestra el diagrama de flujo para el programa utilizado en este caso.

3.4.7. Obtención de Frecuencia Cardíaca a partir de ECG.

Para determinar la frecuencia cardíaca a partir de la señal de electrocardiograma ECG se ha implementado un algoritmo denominado “ventana deslizante”.

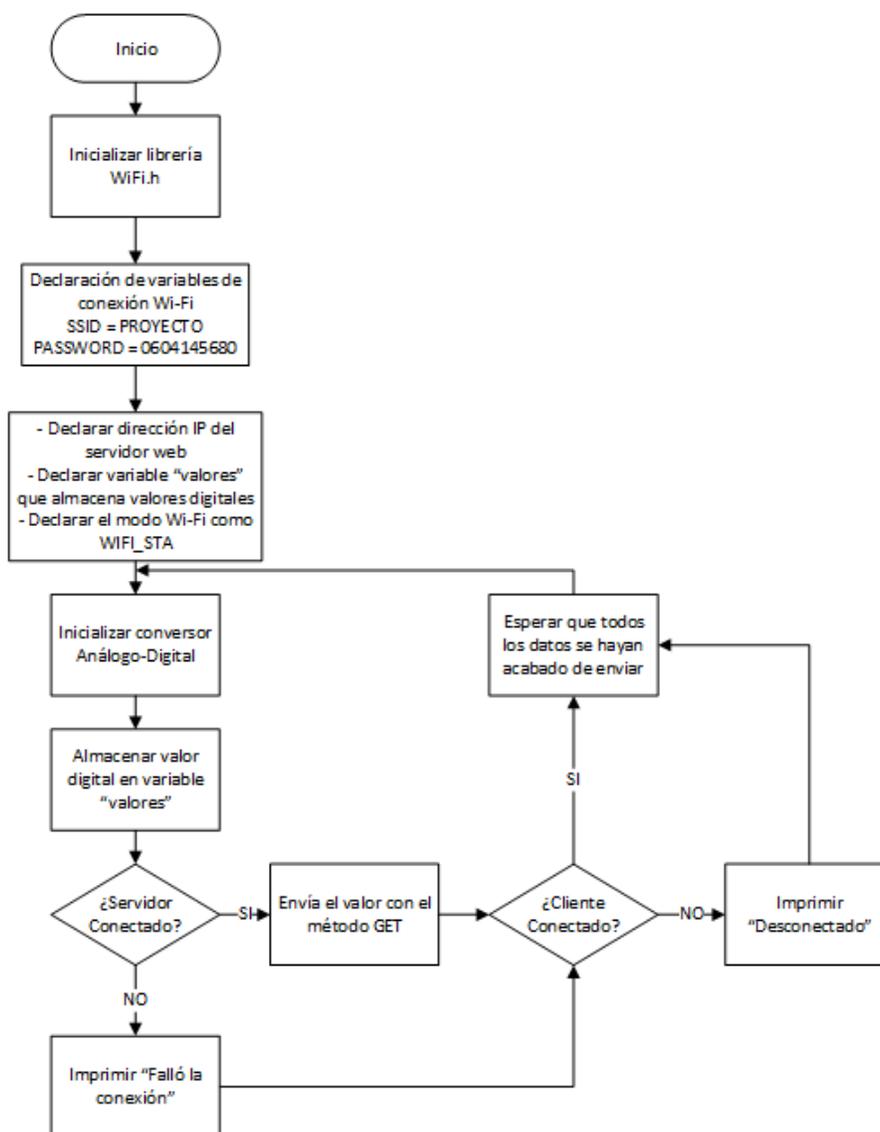


Figura 34. Diagrama de flujo para muestreo de señal y envío hacia base de datos

En este algoritmo se analiza la señal de electrocardiograma por un tiempo determinado, frecuentemente 20 segundos de señal, Véase Figura 35.



Figura 35. Ventana para estimar frecuencia cardiaca a partir de señal ECG

Se cuenta el número de complejos QRS existentes en la primera ventana (20 segundos de señal) y dicho valor se multiplica por 3 para obtener el número de latidos por minuto.

Para poder observar los cambios de la frecuencia cardiaca en función del tiempo, la ventana de análisis debe desplazarse quitando el primer segundo de la señal y agregando un segundo de señal nuevo, tal como se aprecia en la Figura 36.



Figura 36. Desplazamiento de la ventana un segundo a la derecha

Ahora, con la nueva ventana se realiza el mismo procedimiento de cálculo, se cuenta el número de complejos QRS existentes en la ventana y se multiplica por 3, obteniendo un nuevo valor de frecuencia cardiaca.

Este procedimiento se repite cada segundo para poder determinar los cambios bruscos en la variación de la frecuencia cardiaca.

3.4.8. Diseño de la base de datos

Una vez que se adquiere cada dato correspondiente por un sensor, lo primero que se realiza es el almacenamiento en la base de datos, para una inmediata extracción y posterior representación gráfica en aplicación web.

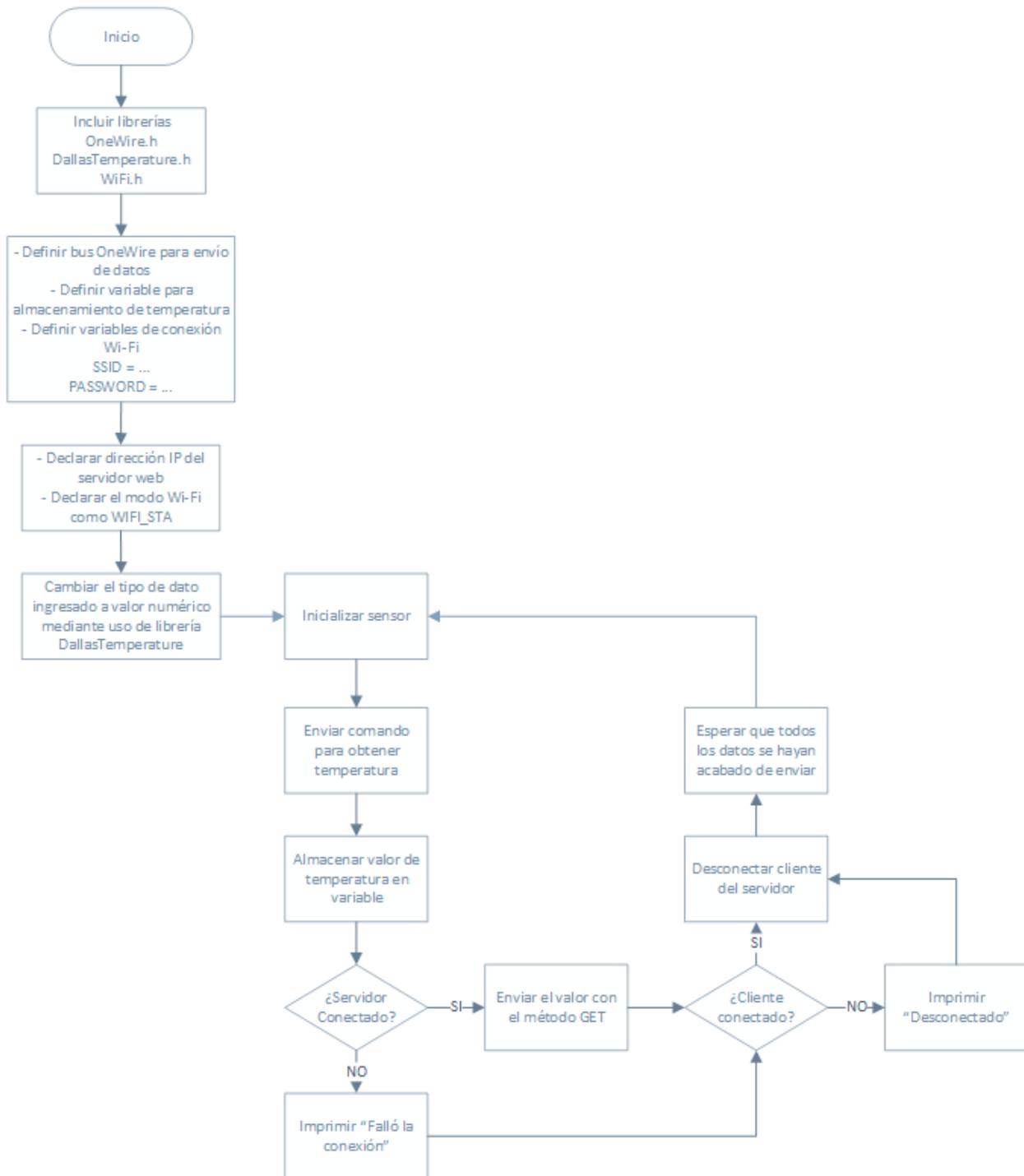


Figura 37. Diagrama de flujo para adquisición y envío de valor de temperatura

En las bases de datos se almacenan los valores digitales correspondientes a la conversión análoga-digital de las señales continuas de ECG y PPG, se almacenan también los datos correspondientes a la temperatura corporal medidos tanto en la extremidad del cuerpo (mano) como en la axila, la frecuencia cardiaca estimada a partir de la señal ECG y se registra el instante de tiempo en el que el dato fue almacenado, es decir, la hora del día (en la cual se almacenó el dato) convertida en segundos. Además se almacena el usuario que está utilizando el sistema. Los tipos de datos que se guardan constantemente en la base de datos y las variables manejadas se detallan en la Tabla 16, Tabla 17, Tabla 18 y Tabla 19 y Tabla 20.

Tabla 16

Variables y tipos de datos almacenado en tabla datosecg

Tabla	Variable	Tipo de dato
datosecg	tseg	int(10)
	ECG	int(11)
	idusuario	int(10)
	id	int(10)

Tabla 17

Variables y tipos de datos almacenado en tabla datosppg

Tabla	Variable	Tipo de dato
datosppg	tseg	int(10)
	ppg	int(11)
	idusuario	int(10)
	id	int(10)

Tabla 18*Variables y tipos de datos almacenado en tabla datostemp*

Tabla	Variable	Tipo de dato
datostemp	tseg	int(10)
	temp	float(10,2)
	tipo	varchar
	idusuario	int(10)
	id	int(10)

Tabla 19*Variables y tipos de datos almacenado en tabla bpm*

Tabla	Variable	Tipo de dato
Frecuencia	Tiempo	timestamp
	bpm	int(11)
	id	int(10)

Tabla 20*Variables y tipos de datos almacenados en tabla Usuario*

Tabla	Variable	Tipo de dato
Usuario	email	varchar
	password	varchar
	id	int(10)

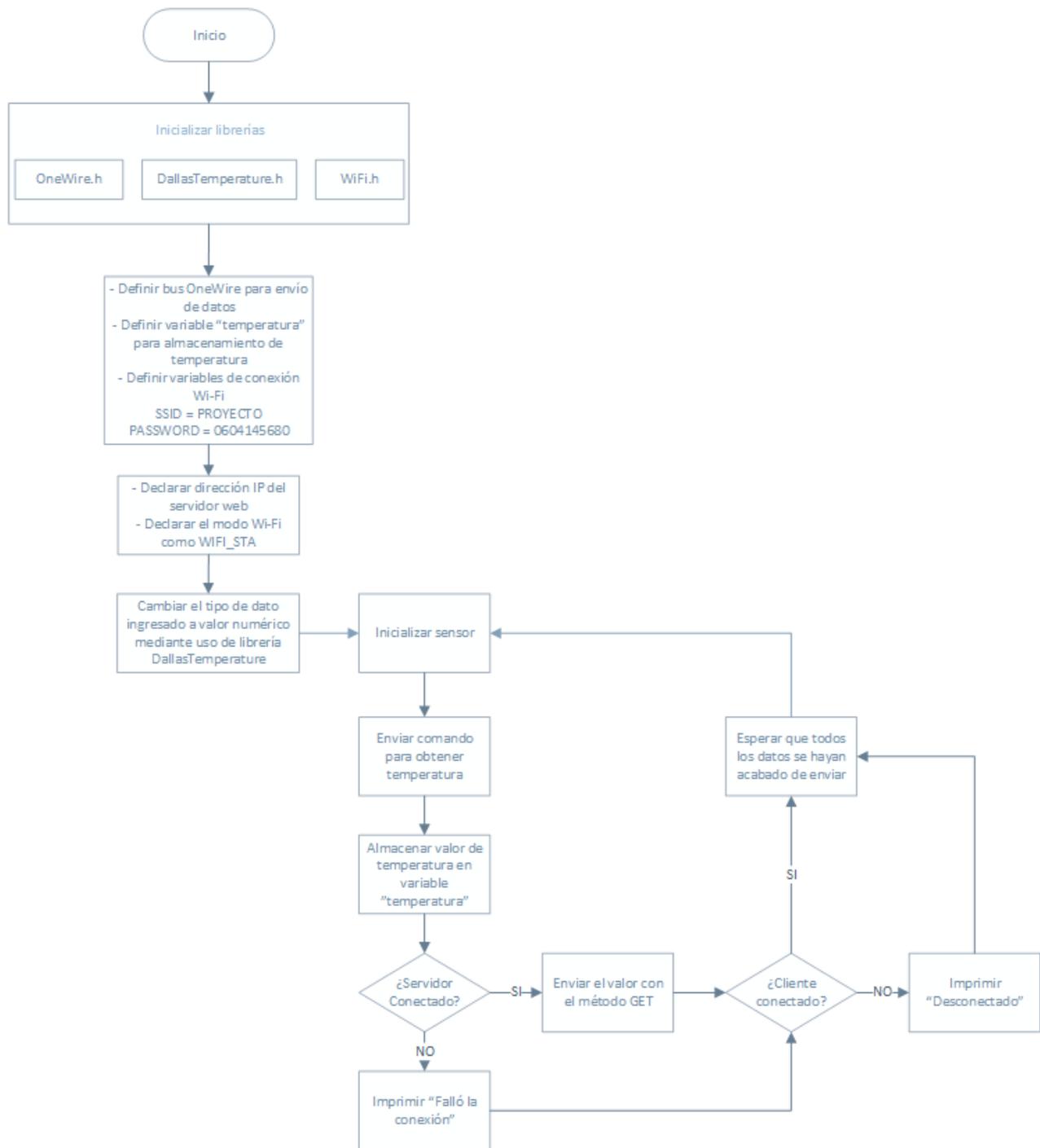


Figura 38. Diagrama de flujo para obtención de frecuencia cardíaca

El diagrama entidad-relación para las tablas que almacenan los valores en las bases de datos se observa en la Figura 39.

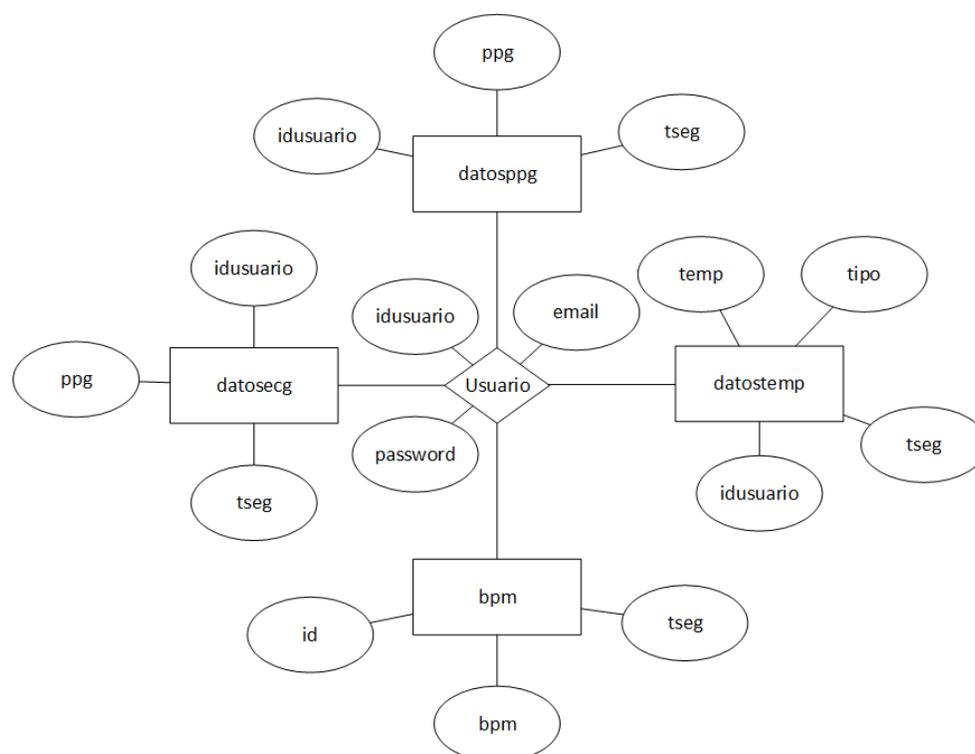


Figura 39. Diagrama Entidad-Relación para base de datos

3.4.9. Diseño web

El diseño web consta de una serie de archivos realizados en varias extensiones como HTML, PHP, Javascript, entre otras. Éste diseño lleva inmerso una serie de requerimientos funcionales y no funcionales a partir de los cuales se decide crear todo el servicio en la nube.

3.4.9.1. Diseño página web para inicio de sesión

El diseño de la parte Web debe tener la particularidad de ser fácil de utilizar por el personal médico o a cargo de la observación y que muestre los datos que se están obteniendo constantemente.

Este diseño toma en cuenta la seguridad de acceso al sistema, por lo cual incluye una sección en la que se pueda iniciar sesión con un usuario y una contraseña; y así poder tener acceso a las opciones de visualización que se ofrecen en la página. El bosquejo de la página de Inicio se muestra en la Figura 40.

El bosquejo de la página de inicio de sesión muestra un encabezado con el título "Inicio de Sesión" y el subtítulo "Ingrese su usuario y contraseña para poder ingresar al servicio". A la izquierda hay una imagen de un estetoscopio con una línea de onda verde que se extiende hacia la derecha. A la derecha de la imagen hay dos campos de entrada de texto: "Usuario" y "Contraseña". Debajo de estos campos hay un botón que dice "Aceptar".

Figura 40. Bosquejo de página de inicio de sesión

El Usuario debe ser un correo electrónico personal, y la clave de ingreso no tiene un número de caracteres definidos. Tanto el usuario como la contraseña, por lo tanto, pueden ser alfanuméricos.

En caso de Ingresar mal, ya sea usuario o contraseña, la página devuelve un mensaje indicando que hubo un error en la escritura y que intente de nuevo, este proceso se repite hasta que los campos ingresados son correctos.

3.4.9.2. Diseño página web Home

Una vez iniciada sesión se observa la siguiente página (Figura 41), en ésta se puede escoger mediante un botón el signo vital que se desea observar.

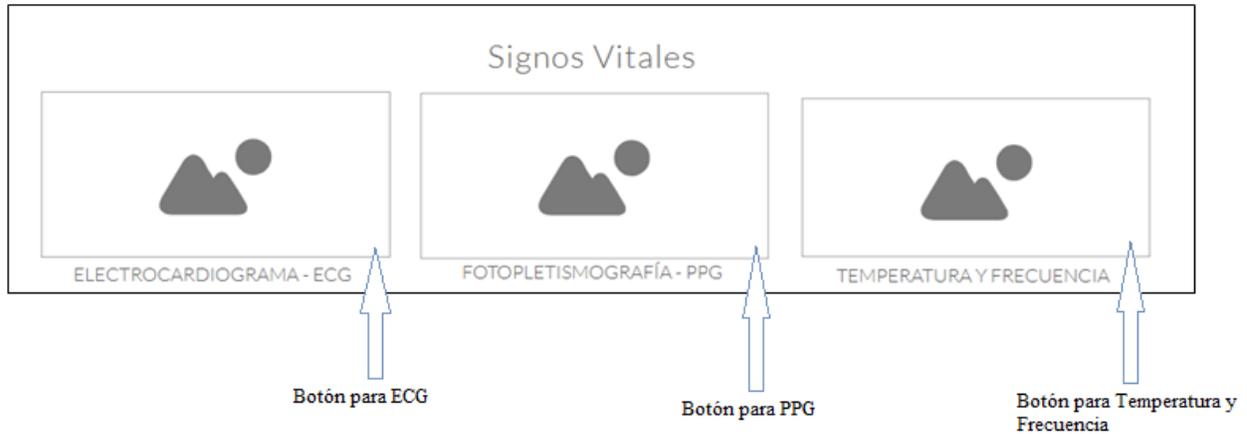


Figura 41. Bosquejo página web Home

3.4.9.3. Diseño página web para PPG y ECG

Los diseños de las páginas tanto de PPG como ECG son similares, éstas tienen la función de mostrar en tiempo real las señales de fotopleletismografía y electrocardiograma respectivamente, pero en páginas diferentes, el bosquejo se puede observar en la Figura 42 y Figura 43.



Figura 42. Bosquejo de página web para señal PPG

3.4.9.4. Diseño página web para temperatura y frecuencia cardiaca

Para la página correspondiente a los datos resumen de la temperatura corporal y frecuencia cardiaca el diseño se presenta en la Figura 44, en la que se puede observar tres campos, dos de ellos dedicados para presentar la temperatura medida en las dos partes del cuerpo mencionadas con anterioridad, y un campo dedicado a la frecuencia cardiaca.



Figura 43. Bosquejo de página web para señal ECG

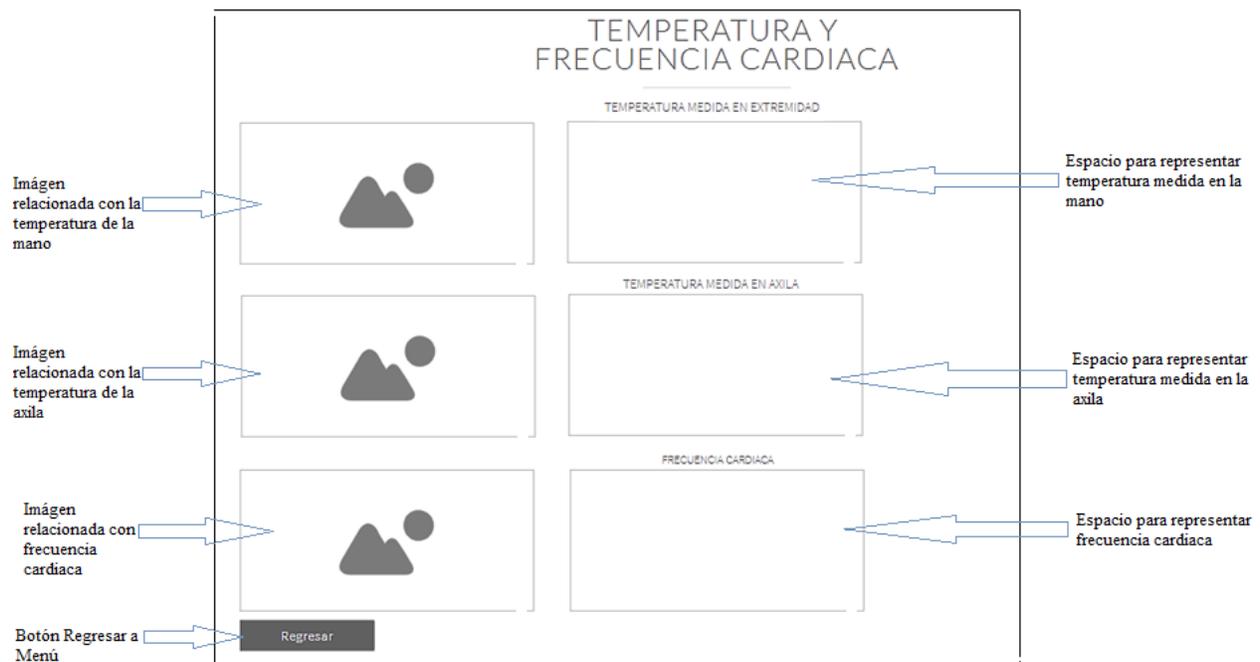


Figura 44. Bosquejo de página web para temperatura y frecuencia cardiaca

3.4.10. Servidor web en la nube

El sistema de monitoreo diseñado requiere un servidor tal, que permita el envío de datos y el almacenamiento de los mismos para poder ser vistos desde cualquier punto de la red que tenga acceso a Internet. Para el efecto se escogió el servidor conocido como banahosting, cuyas especificaciones se indican en la Tabla 21.

Tabla 21
Especificaciones técnicas para servidor utilizado

Especificaciones	Detalle
Ancho de banda – transferencia	Ilimitado
Espacio de disco	Ilimitado
Número de dominios a alojar	1
Porcentaje de tiempo de actividad	99.9%
Base de datos ilimitadas	Mysql/ phpMyAdmin
Lenguajes de programación permitidos	CGI, Fast CGI, PHP 5, Ruby on Rails, Perl, Python, SSI

Fuente: (banahosting.com, 2018)

Este servidor, también permite la posibilidad de crear un dominio propio para poder ingresar al servicio de monitoreo desde cualquier parte del mundo, en este caso, el dominio escogido se ha denominado *iotvitalsigns.com*, el cual provee una dirección IP fija donde apunta como destino del envío de datos.

3.5. Implementación del Sistema de Monitoreo

Una vez diseñadas tanto las partes de hardware como de software por separado, el siguiente paso es unir ambos eslabones para complementar el Sistema de Monitoreo.

En primer lugar se debe tener clara la disposición de cada nodo sensor a lo largo del cuerpo humano, con el fin de medir correctamente cada uno de los signos vitales en cuestión, la disposición se puede observar en la Figura 45, en donde se detalla que el nodo ECG va en el pecho, el nodo PPG en la muñeca y conectado el sensor al dedo, al igual que uno de los nodos de temperatura (T2), mientras que el nodo de temperatura restante se ubica en la cercanía a la axila (T1).

Los prototipos de Hardware ya implementados se pueden observar en la Figura 46, Figura 47, Figura 48 y Figura 49, así como la descripción de las partes de los mismos, cada uno de estos está contenido en una caja de PLA (Polylactic acid, ácido poliláctico) material no tóxico al contacto con la piel.

Una vez definida la localización de los nodos en el cuerpo es necesario diseñar la arquitectura del sistema, es decir, definir cómo se conectan los dispositivos en la red. Para esto se recurre al diagrama de la Figura 50 donde se indica el escenario final con el que se debe probar el sistema de monitoreo.

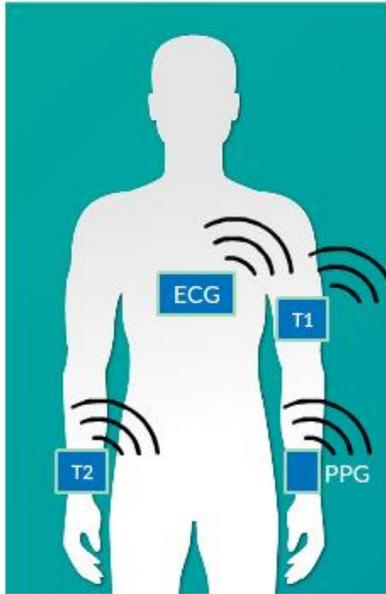


Figura 45. Disposición de nodos sensores en el cuerpo humano

Sensor ECG

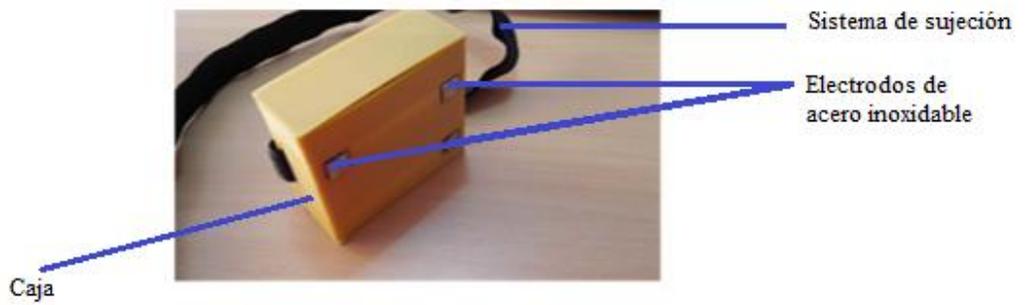
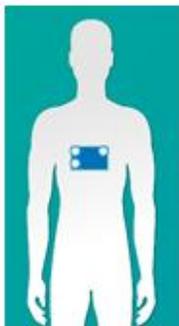


Figura 46. Prototipo final de sensor ECG

Sensor PPG

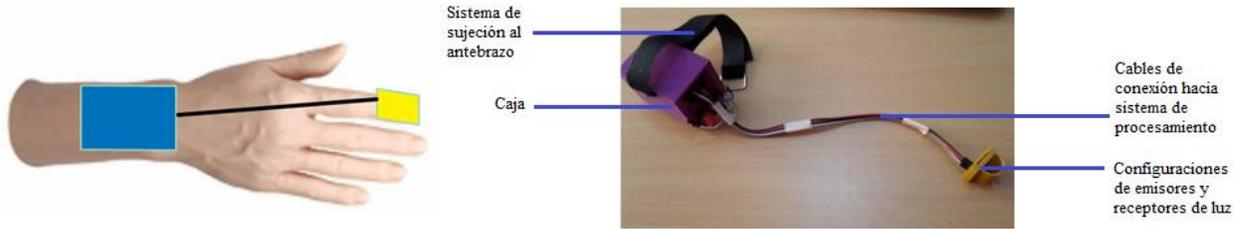


Figura 47. Prototipo final de sensor PPG

Sensor de Temperatura para la mano

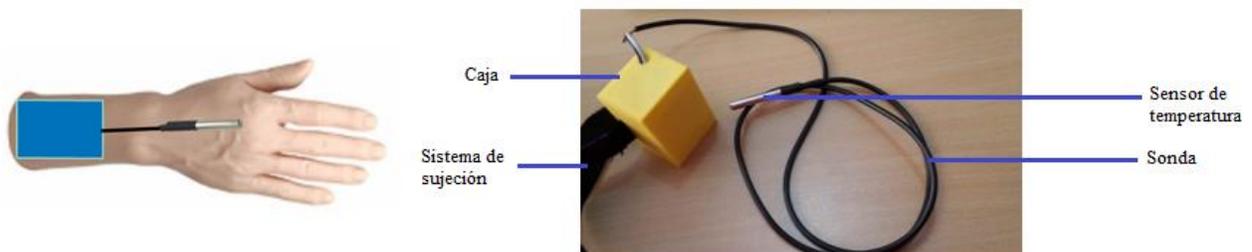


Figura 48. Prototipo final de sensor de temperatura de la mano

Sensor de Temperatura para la axila

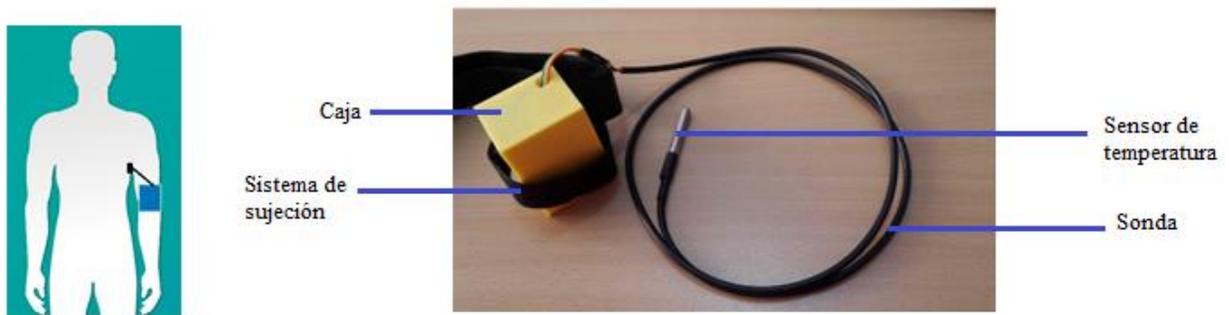


Figura 49. Prototipo final de sensor de temperatura de la axila

Cada uno de los nodos se comunica de forma inalámbrica en una red implementada con un Access Point que tiene conexión a internet, de forma externa el usuario puede acceder a la información que devuelven los sensores y observar en tiempo real a través de un navegador.

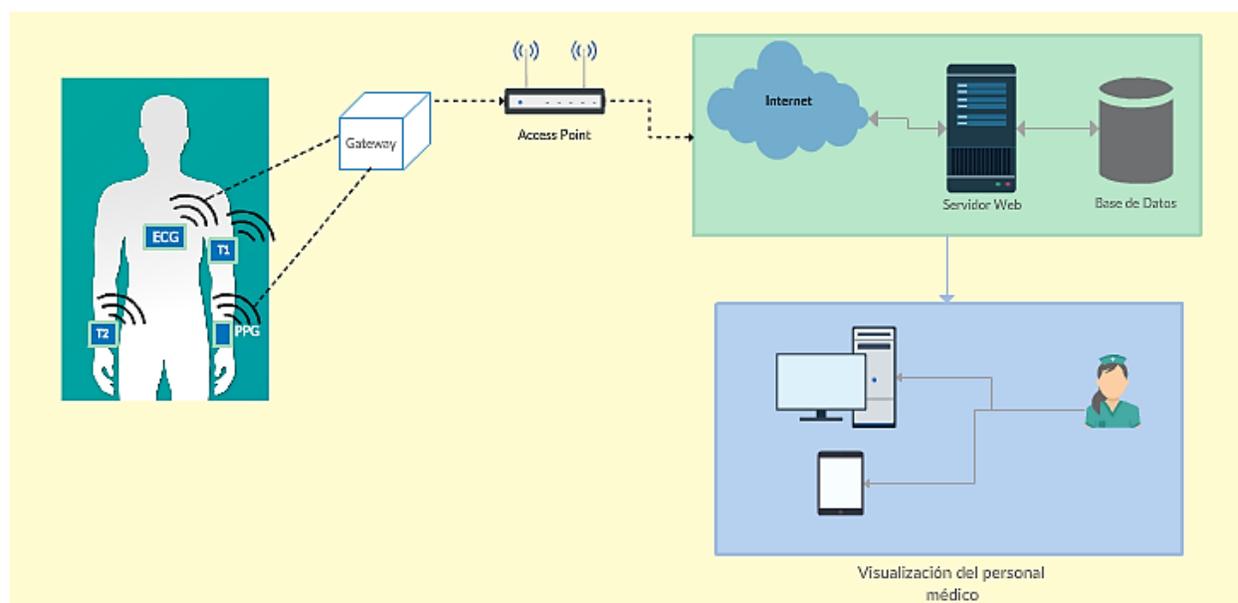


Figura 50. Escenario general de prueba para Sistema de Monitoreo.

El diseño de la aplicación Web finalizada se puede observar en la Figura 51, Figura 52, Figura 53, Figura 54 y Figura 55, así como el detalle de la descripción de cada una de las páginas que la conforman. Finalmente el diseño de la base de datos se presenta en la Figura 56. En la que se observan cada una de las tablas creadas, mismas que almacenan los datos de los signos vitales que envían cada uno de los sensores.

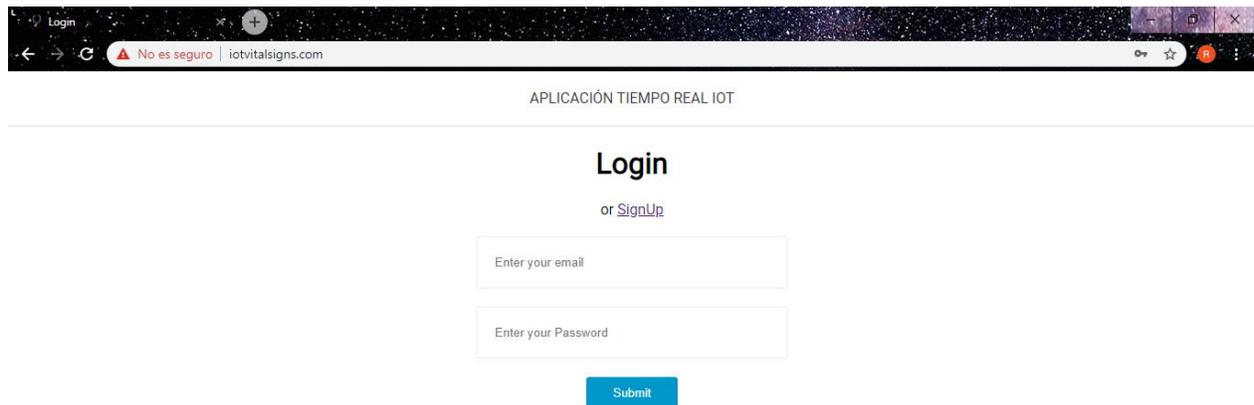


Figura 51. Página de Login



Figura 52. Página Home

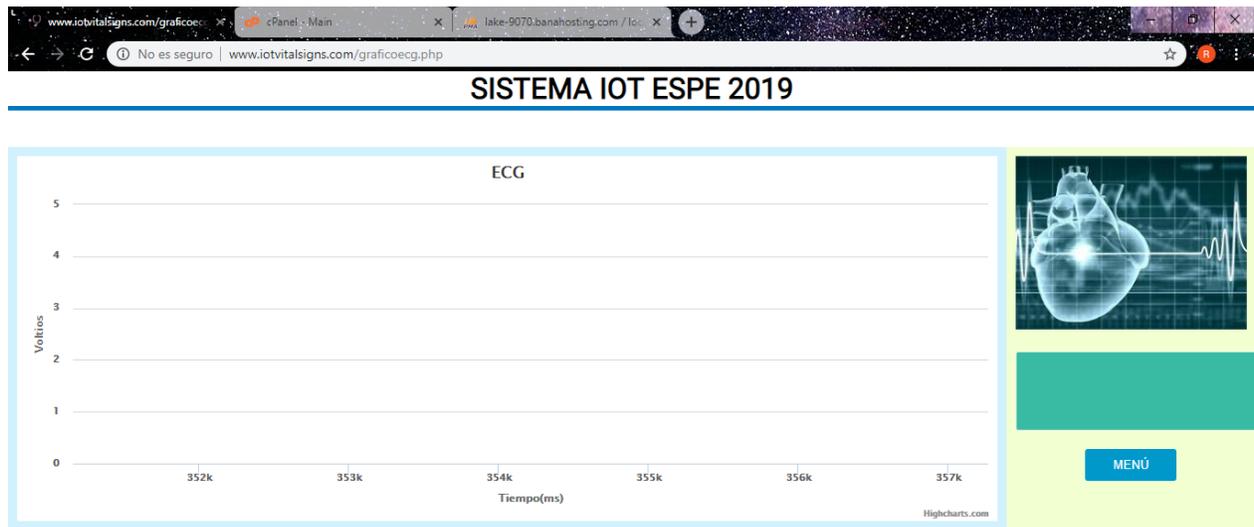


Figura 53. Página para visualización de señal ECG

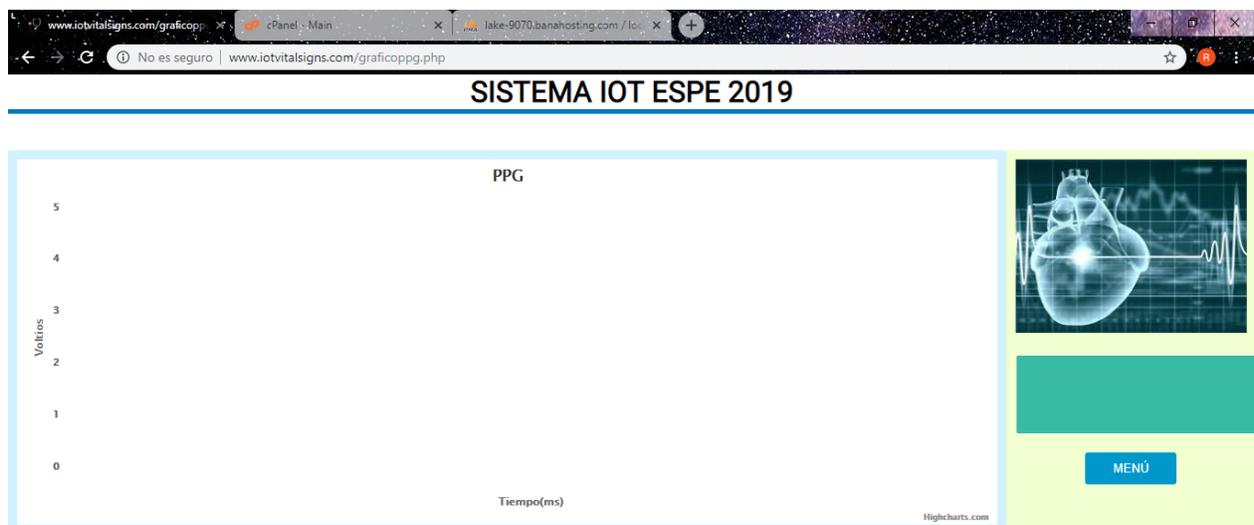


Figura 54. Página de visualización de señal PPG

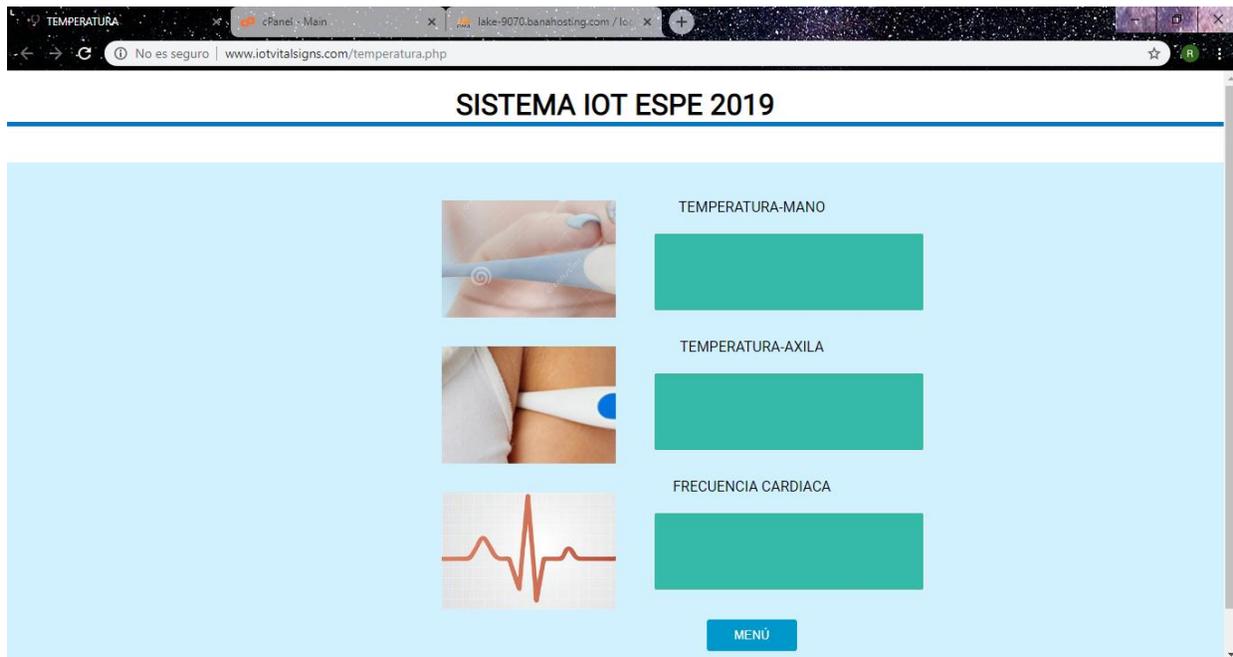


Figura 55. Página de visualización de frecuencia y temperatura corporal

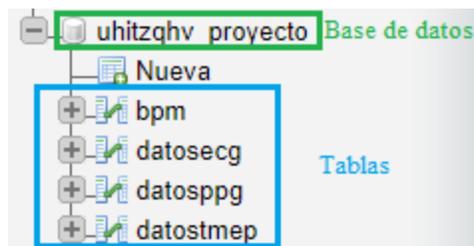


Figura 56. Diseño final de la base de datos

Para cada una de las tablas de la base de datos la Figura 57, Figura 58, Figura 59 y Figura 60 muestran los atributos que cada una de éstas posee, es decir cada una de las columnas que almacenan los datos provenientes de cada sensor.

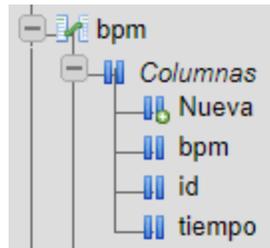


Figura 57. Columnas de la tabla "bpm"

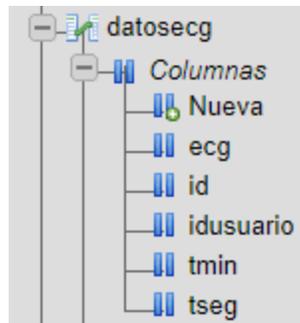


Figura 58. Columnas de la tabla "datosecg"

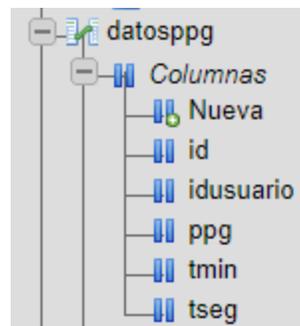


Figura 59. Columnas de la tabla "datosppg"



Figura 60. Columnas de la tabla "datostemp"

3.5.1. Diseño Front End y Back End

El diseño Front End se refiere a las herramientas tecnológicas que se ejecutan o corren en el lado del cliente, en pocas palabras, es aquello visible para el usuario a través del navegador web. En cambio, el Back End corresponde a aquellos componentes que procesan la entrada de datos, es decir, realiza los procesos que satisfacen las peticiones de los usuarios en el Front End.

Tanto el Front End como el Back End son necesarios para poder explicar cómo se procedió con la programación del diseño Web, en la Figura 61 se observa un diagrama de tecnología usado para el sistema.

El diseño Front End únicamente muestra al cliente consumidor los datos finales de las mediciones de los signos vitales, mientras que en el diseño Back End se muestra la plataforma que se encarga del almacenamiento y procesamiento de todos los datos que llegan desde los nodos sensores.

3.6. Definición del protocolo de pruebas

Una vez implementado el sistema de monitoreo, es necesario verificar y validar su funcionamiento para poder determinar su factibilidad y que el sistema en conjunto se desempeñe

de manera adecuada. Es por eso que se define el protocolo de pruebas que permite comprobar el funcionamiento.

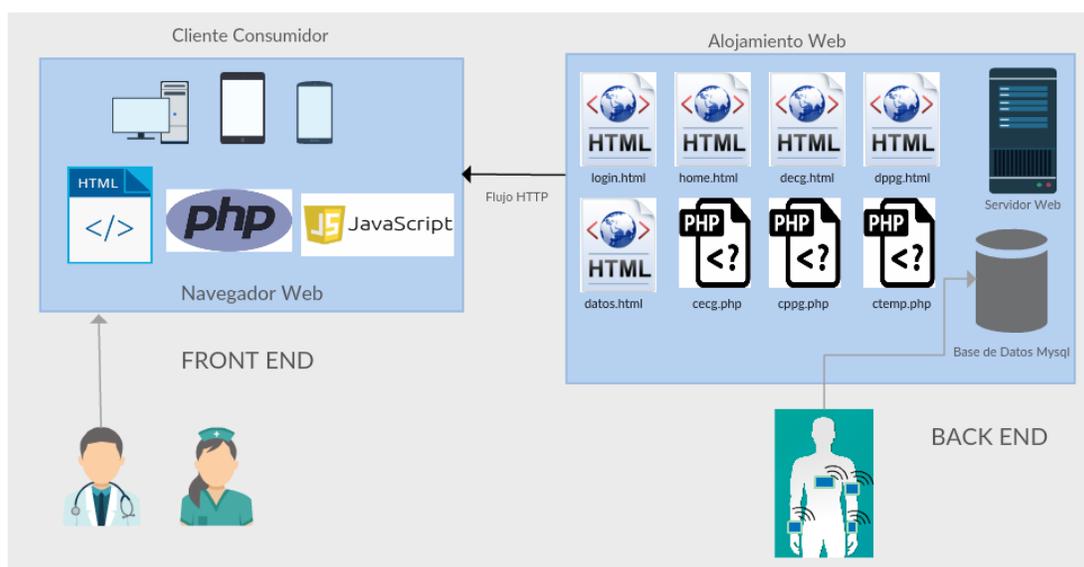


Figura 61. Esquema Front End - Back End implementado

3.6.1. Consideraciones previas al protocolo de pruebas

Tanto el sujeto de prueba como el escenario de la misma deben ser escogidos de forma que los resultados se delimiten considerando las condiciones en las que se realizan los experimentos.

Cabe destacar que el candidato escogido previamente citado para explicarle los métodos y motivos por los cuales se realiza el procedimiento, mostrándoles también una carta de consentimiento a través de la cual éste indica no ser parte de sectores vulnerables de la sociedad y que su decisión no fue obligada.

La edad y sexo del sujeto de prueba se escogieron considerando el análisis de Simonson (1972), quien a través de su trabajo “The Effect of Age on the Electrocardiogram” indica que la amplitud de la onda del electrocardiograma para un hombre y mujer, entre 20 y 29 años de edad

tiene la mayor amplitud; comparando entre ambos, la amplitud del ECG del hombre es mayor que la del ECG de la mujer, pero no de forma tan considerable. Tomando en cuenta esto, se propone las características mostradas en la Tabla 22 y Tabla 23.

Tabla 22
Características para sujetos de prueba.

Característica	Detalle	Detalle
Sexo	Masculino	Femenino
Edad	21 años	29
Peso	72 Kg	68 Kg
Estatura	1.70 m	1.60
Complexión	Robusta	Delgada
Raza	Mestizo	Mestizo

Tabla 23
Características para escenario de prueba.

Característica	Detalle	
Temperatura ambiente	27 °C aproximadamente	
Posición del sujeto de prueba	Posición general	Sentado
	Posición de brazos	Hacia abajo
	Posición de piernas	Hacia abajo, pies topando el piso.

Para mejor entendimiento, la Figura 62 muestra la disposición de los sensores en el cuerpo humano tanto para hombre como para mujer.

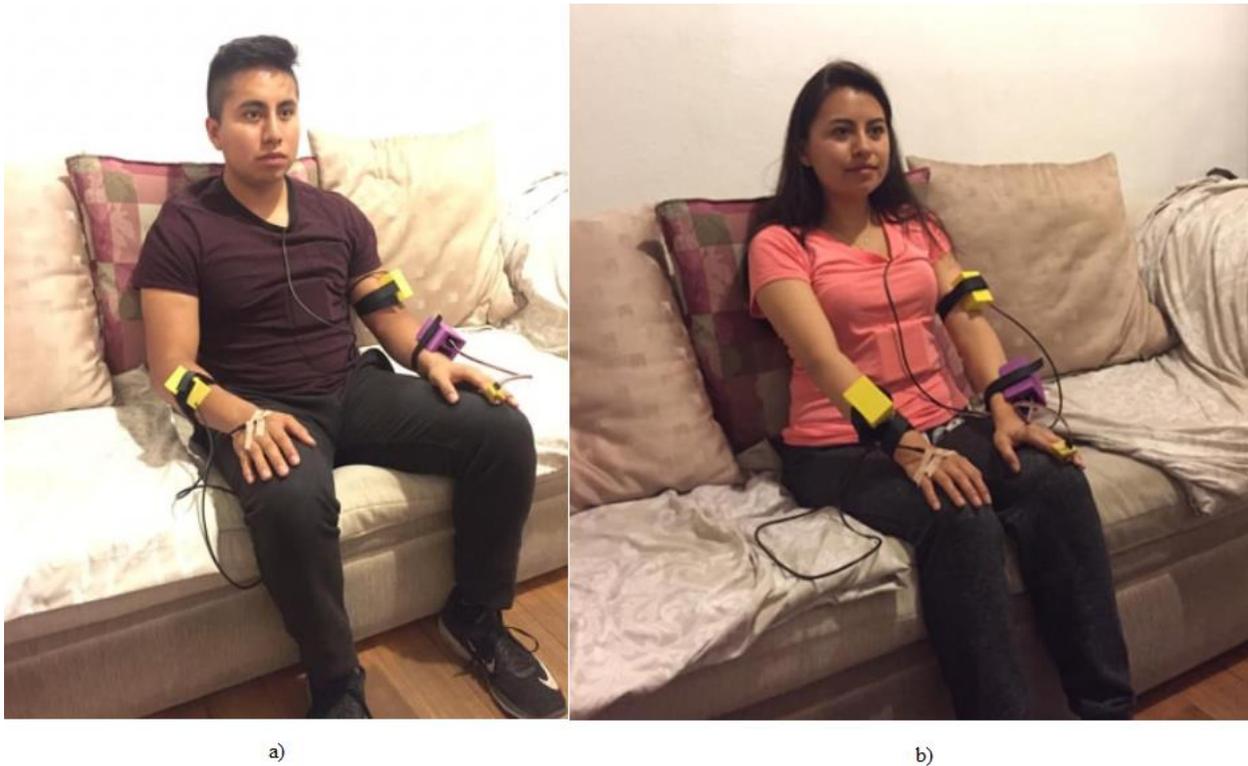


Figura 62. Disposición de sensores en el cuerpo humano a) hombre b) mujer

3.6.2. Prueba 1: Sensor ECG

Esta prueba tiene como objetivo comprobar el funcionamiento del sensor de electrocardiograma (ECG), comparando su forma de onda con un simulador online.

Procedimiento

1. Conecte la tarjeta ESP32 al sensor ECG y corra el programa de prueba.

2. Coloque el dispositivo de medición ECG en el tórax del sujeto de prueba asegurándose que los tres electrodos estén en contacto con la piel y que el sujeto de prueba esté sentado, como en la Figura 63.
3. Encienda el circuito ECG
4. Verifique que la conexión del PC con la tarjeta esté en funcionamiento.
5. Abra el Serial Plotter del IDE de Arduino.
6. Abra el simulador de electrocardiograma.
7. Verifique el funcionamiento del dispositivo observando que el gráfico mostrado en el Serial Plotter del IDE de Arduino sea similar a la forma de onda que muestra el simulador.

Nota: Tome 5 segundos de la ventana del simulador para comparar con los 5 segundos de señal ECG que devuelve el Serial Plotter de Arduino.

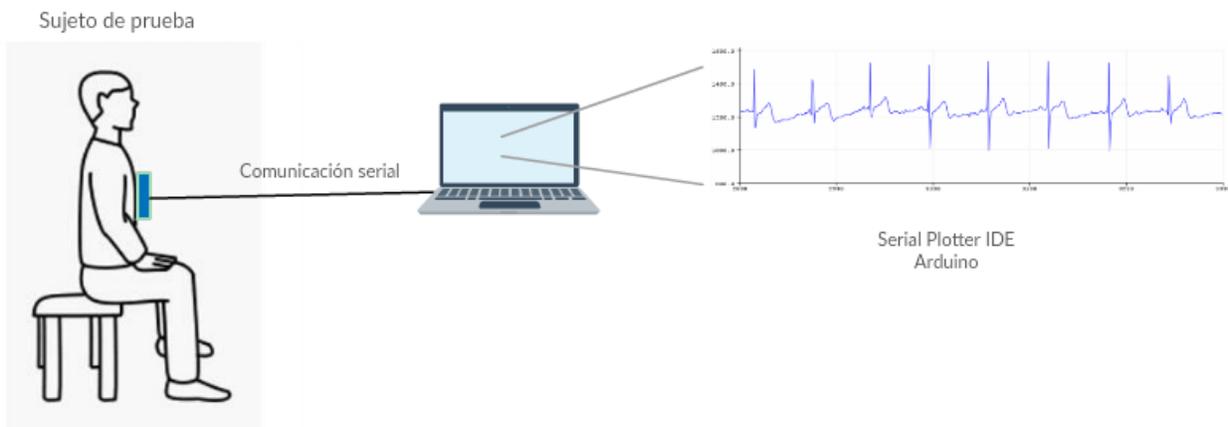


Figura 63. Escenario para Prueba 1

3.6.3. Prueba 2: Sensor PPG

Esta prueba tiene como objetivo determinar el funcionamiento del sensor de fotopleletismografía (PPG), comparando su forma de onda con una teórica.

Procedimiento

1. Conecte la tarjeta ESP32 del sensor PPG al computador y corra el programa de prueba.
2. Asegúrese que el sujeto de prueba esté sentado y en la posición mostrada en la Figura 64.
3. Coloque el dispositivo de monitoreo PPG en la muñeca del sujeto y el sensor en el dedo índice asegurándose que esté en contacto con la piel.
4. Encienda el dispositivo PPG
5. Verifique que la conexión del PC con la tarjeta esté en funcionamiento.
6. Abra el Serial Plotter del IDE de Arduino.
7. Verifique el funcionamiento del dispositivo observando que el gráfico mostrado en el Serial Plotter del IDE de Arduino sea similar a la forma de onda teórica.
8. Analice los resultados

El escenario para la Prueba 2 se observa en la Figura 64.

3.6.4. Prueba 3: Sensores de temperatura

Esta prueba tiene como objetivo la reducción del error de temperatura entre el sensor y el termómetro patrón, determinando la diferencia promedio entre las mediciones y compensando dicho valor al sensor de temperatura a través de software.

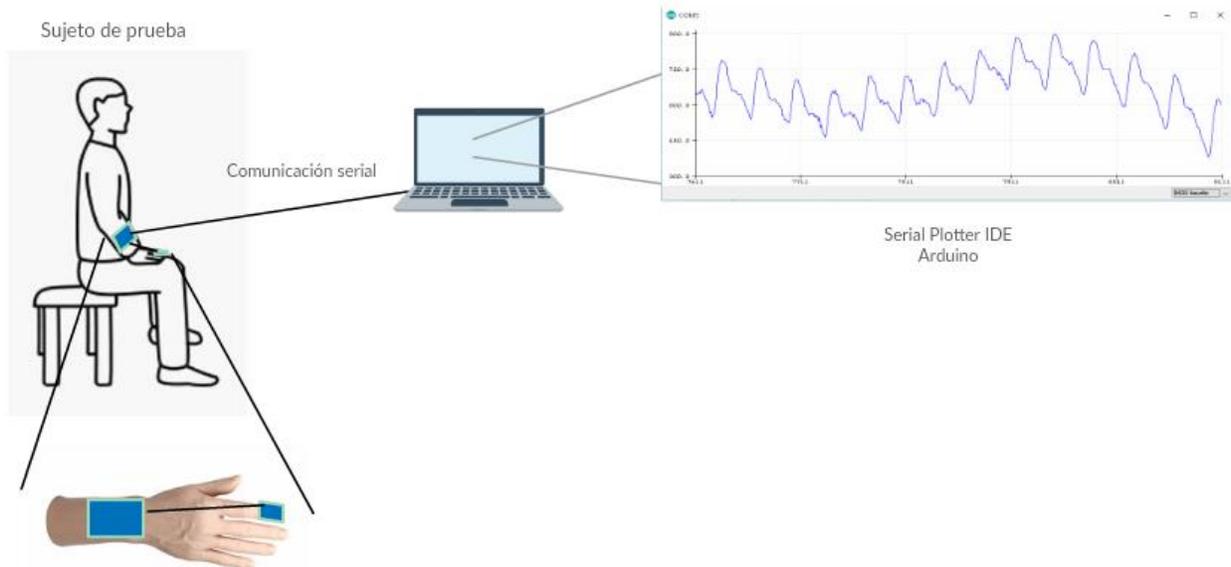


Figura 64. Escenario para Prueba 2

El tiempo en el que se realiza la prueba es de 500 segundos (8 minutos y 20 segundos), tiempo en el que se desea adquirir un total de 100 muestras, lo que corresponde a una muestra cada 5 segundos. El tiempo establecido para la prueba se sustenta con el trabajo de Meneses (2019), quien indica que para personas con edades mayores a 6 años la evolución de la temperatura corporal, medida en la axila, se puede observar de mejor manera cuando el termómetro empleado se mantiene por al menos 5 minutos; a diferencia de la temperatura medida de forma oral cuyo tiempo mínimo sería de 15 minutos.

Procedimiento

1. Conecte la tarjeta ESP32 del sistema de monitoreo de temperatura al computador y corra el programa de prueba.
2. Coloque el dispositivo de temperatura.

- a. Para el primer escenario de prueba (Figura 65), coloque el dispositivo en el brazo y el extremo de la sonda en la axila del sujeto de prueba, asegurándose que esté en contacto con la piel.
 - b. Para el segundo escenario de prueba (Figura 66), coloque el dispositivo en el antebrazo o muñeca y el extremo de la sonda en la parte posterior de la palma de la mano del sujeto de prueba, asegurándose que esté en contacto con la piel.
3. Encienda el dispositivo de temperatura
 4. Verifique que la conexión del PC con la tarjeta esté en funcionamiento.
 5. Abra el Monitor Serial del IDE de Arduino.
 6. Verifique el funcionamiento del dispositivo observando el valor de temperatura mostrado en el Monitor Serial de Arduino.
 7. Registre los valores obtenidos tanto para el sensor usado como para el termómetro de referencia, y detalle el promedio de los resultados en un registro similar al mostrado en la Tabla 24 para un total de 100 valores registrados.
 8. Repita los pasos del 1 al 7 para el sensor de temperatura de la mano.

Tabla 24

Modelo de registro de promedio de valores de temperatura.

Referencia	DS18B20	Error sin compensar	Error compensado.
Promedio de muestras			

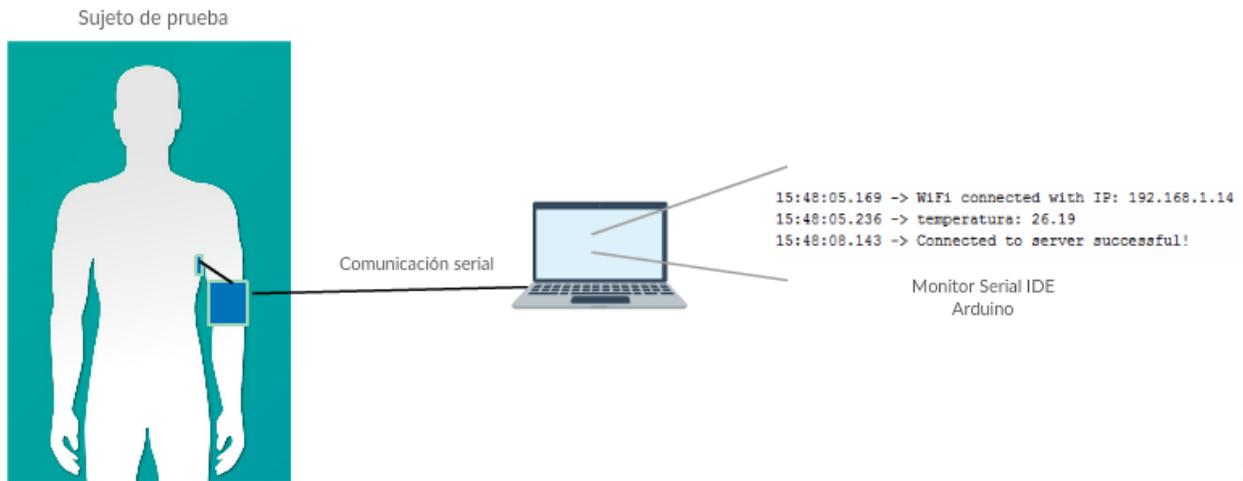


Figura 65. Primer escenario para Prueba 3

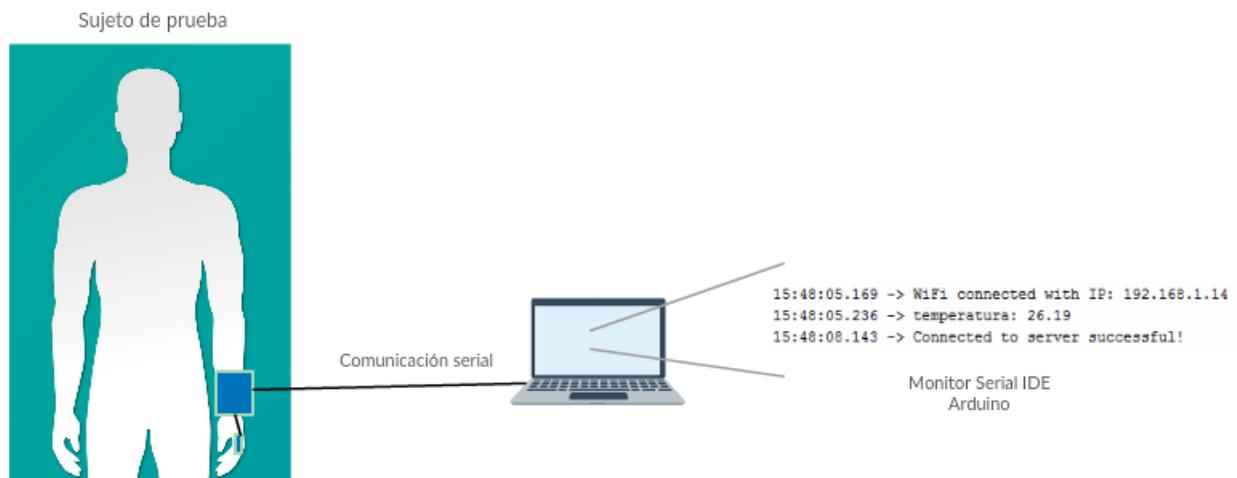


Figura 66. Segundo escenario para Prueba 3

3.6.5. Prueba 4: Retardo en llegada a la Base de Datos y pérdida de paquetes.

Esta prueba tiene como objetivo determinar cuál es el tiempo promedio que un dato tarda en llegar desde que se envió hasta ser almacenado en la base de datos.

Procedimiento.

1. Encienda el sensor de temperatura con el programa cargado previamente.

2. Abra el Monitor Serial de Arduino y verifique la impresión de dato enviado, así como de la hora del día a la que se envió.
3. Ingrese a la base de datos a través de la dirección del servidor <https://lake-9070.banahosting.com:2083/logout/?locale=en> y verificar en la tabla “datostemp” que el dato llegó.
4. Registre los tiempos tanto de envío como de llegada a la base de datos de 100 datos.
5. Reste los tiempos de envío y llegada, y grafique.
6. Analice el tiempo de retardo.
7. Repita el pasos del 1 al 6 pero con los datos enviados desde el sensor ECG y almacenados en la tabla “datosecg” de la base de datos. Grafique los datos y analícelos comparando con los datos del sensor de temperatura. Se espera un resultado similar al de la Figura 67.
8. Para la determinación de datos perdidos por segundo en el caso del ECG, ingrese a la base de datos (Paso 3) y en tabla “datosecg” analice los 100 primeros segundos de datos almacenados observando cuántos datos se almacenaron en un segundo.
9. Analice los resultados.

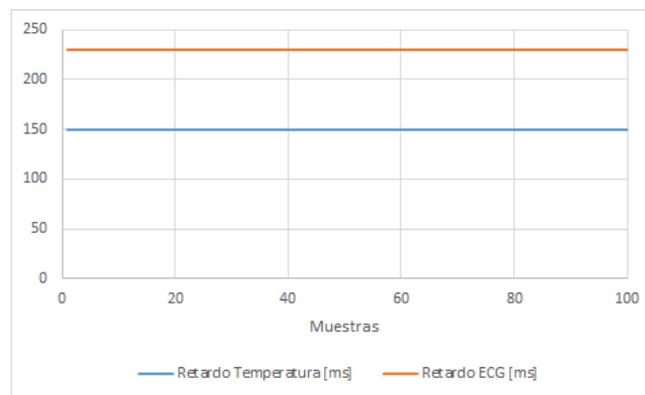


Figura 67. Resultado esperado para pruebas de retardo

3.6.6. Prueba 5: Análisis de envío de datos con Wireshark.

El objetivo de esta prueba es el análisis de los paquetes que se envían desde los nodos sensores hacia la base de datos y su posterior visualización mediante aplicación web. Para el efecto se usa como herramienta de apoyo el Software Wireshark.

Procedimiento

1. Encienda todos los dispositivos de monitoreo.
2. Abra el software Wireshark.
3. Escoja la red en la que se encuentra trabajando el sistema de monitoreo para analizar.
4. Inicie la captura de paquetes en la red.
5. Abra un navegador y comience a interactuar con la aplicación web diseñada por un tiempo de 5 minutos.
6. Detenga la captura de paquetes.
7. Filtre los resultados por HTTP.
8. Observe los paquetes que intervienen en cada página web en la que se ha navegado.
9. Analice los datos obtenidos.

3.6.7. Prueba 6: Sistema de Monitoreo Completo

Esta prueba tiene como finalidad demostrar el funcionamiento completo del sistema de monitoreo.

Procedimiento

1. Encienda todos los sensores y el Gateway/Concentrador.

2. Verifique que todos los dispositivos estén enviando sus datos hacia el servidor ingresando a cada tabla de la base de datos mediante el enlace *<https://lake-9070.banahosting.com:2083/logout/?locale=en>*
3. Coloque los dispositivos en las zonas de medición del sujeto de prueba como se muestra en la Figura 68, asegurándose que éste se encuentre sentado.
4. Desde un computador, celular o Tablet, que tenga acceso a Internet, ingrese al sitio web www.iotvitalsigns.com
5. Ingrese el usuario y contraseña predefinidos para poder acceder a los servicios.
6. Abra cada una de las tres opciones que la aplicación ofrece.
7. Para la opción “ECG” observe la forma de onda del electrocardiograma del sujeto de prueba, así como la frecuencia cardiaca. La onda ECG correcta aparece a los 6 segundos de iniciado el sistema.
8. Para la opción “PPG” observe la forma de onda de la señal de fotopletismografía del sujeto de prueba. Esta onda tiene un tiempo de estabilización más grande, se debe esperar unos 30 segundos para que aparezca la señal estable.
9. Para la opción “Temperatura y Frecuencia” observe los valores de temperatura medidos en la mano y la axila y la frecuencia cardiaca medida en bits por minuto (BPM).
10. Ingrese a la base de datos y verifique que los datos de los diferentes signos vitales se almacenen.
11. Analice los resultados.



Figura 68. Escenario para prueba 6

3.6.8. Prueba 7: Duración de baterías.

Esta prueba pretende identificar el tiempo máximo que pueden durar los nodos sensores conectados a la red WiFi, es decir, por cuánto tiempo los nodos envían sus datos hacia la base de datos; y por ende determinar cuánto tiempo se el sistema completamente en línea.

Procedimiento

1. Encienda los dispositivos de monitoreo.
2. Verifique la conexión de los dispositivos a la red WiFi.
3. Con un multímetro, verifique el valor de la tensión existente en cada fuente de alimentación de cada sensor.
4. Repita este proceso cada minuto hasta que observe que los dispositivos se han desconectado de la red.

- a. Si el dispositivo se desconectó de la red, presione en pulsador “EN” de la tarjeta ESP32, si no se vuelve a conectar a la red el dispositivo agotó su batería.
5. Registre los valores de tensión.
 6. Analice los resultados.

El escenario de prueba se observa en la Figura 69.

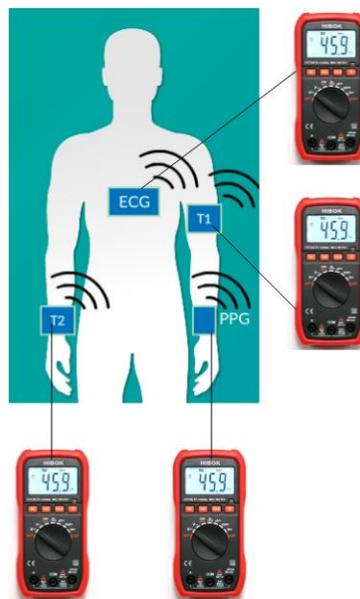


Figura 69. Escenario para Prueba 7

Para esta prueba se espera un resultado como el que se muestra en la Figura 70, es decir, un descenso del voltaje en función del tiempo.

3.6.9. Prueba 8: Tiempo de carga de baterías

Esta prueba tiene como objetivo determinar el tiempo en el que las baterías que alimentan los sensores tardan en cargarse para poder ser utilizadas nuevamente.

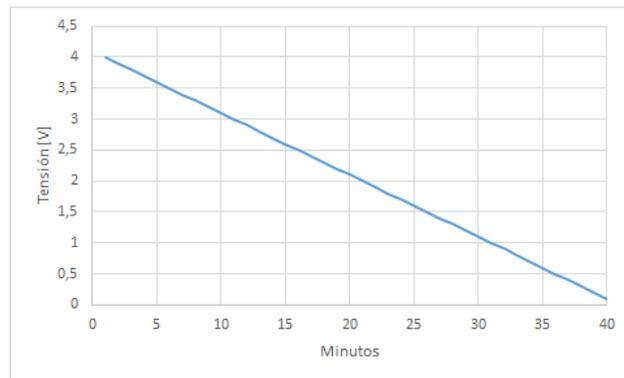


Figura 70. Resultado esperado para descarga de baterías

Procedimiento

1. Apague cada uno de los sensores
2. Conecte el módulo cargador a la batería que se desea cargar.
3. Inicie el cronómetro.
4. Con ayuda de un multímetro mida el valor de tensión medido en la batería y registre dicho valor.
5. Repita el paso 4 cada minuto hasta que el valor de la tensión de la batería sea de 4 Voltios (DC).
6. Analice los resultados.

El escenario para la prueba 8 se observa en la Figura 71.

Para esta prueba se espera un resultado como el mostrado en la Figura 72, un crecimiento de la tensión en función del tiempo.

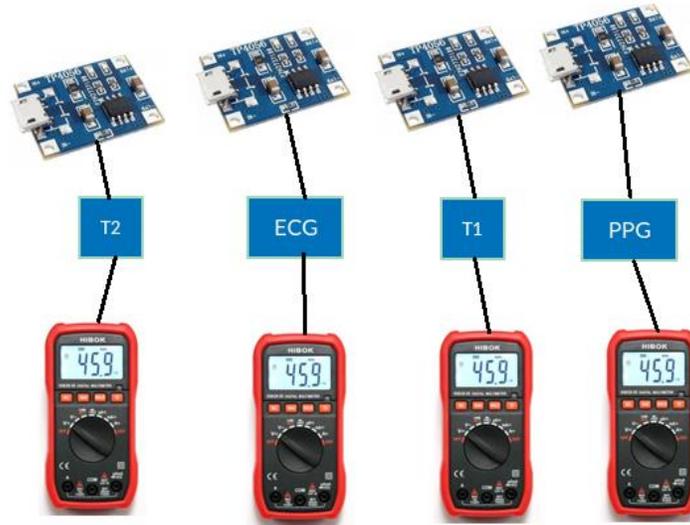


Figura 71. Escenario para prueba 8

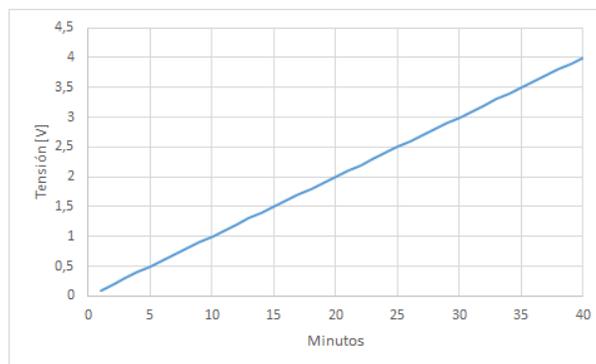


Figura 72. Resultado esperado para prueba de carga de baterías

3.6.10. Prueba 9: Análisis de frecuencia cardiaca obtenida

Esta prueba tiene como objetivo determinar cuán preciso es el algoritmo para determinar la frecuencia cardiaca obtenido a partir de la señal de electrocardiograma a través del método de ventana deslizante.

Procedimiento

1. Coloque el dispositivo ECG en el tórax del sujeto de prueba.

2. Encienda el dispositivo.
3. Espere 20 segundos para que el algoritmo devuelva el primer valor de frecuencia cardiaca.
4. Con ayuda de un oxímetro de pulsos registre la frecuencia cardiaca del sujeto de prueba cada segundo.
5. Repita el proceso por un tiempo estimado de 100 segundos para obtener 100 muestras y poder analizar.
6. Registre los valores promedio en el modelo mostrado en la Tabla 25.

Tabla 25

Modelo de registro de promedio de valores de frecuencia cardiaca.

	Referencia	Algoritmo	Error
Promedio de			
muestras			

CAPÍTULO IV

4. PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1. Análisis de resultados para Prueba 1: Sensor ECG

La Prueba 1 corresponde al funcionamiento del sensor ECG, por lo tanto se evalúa la forma de onda que devuelve el sensor y se procede a compararla con una onda de referencia, para determinar la similitud o diferencia entre ambas mediante aspectos de forma (ondas P, Q, R, S, T).

La onda patrón se obtiene a través de un simulador de electrocardiograma por un tiempo de 6 segundos, y se muestra en la Figura 73, mientras que la onda obtenida por el sensor se muestra en la Figura 74 con ayuda del Serial Plotter del IDE de Arduino. Ambas señales se analizan en una ventana de igual valor de tiempo, correspondiente a 5 segundos debido a que el serial de Arduino únicamente entrega esa cantidad de tiempo en su gráfica.

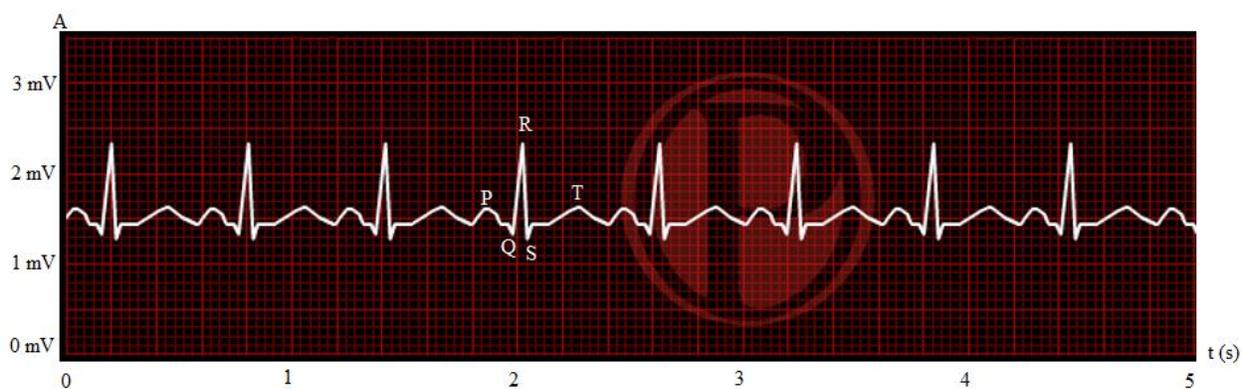


Figura 73. Electrocardiograma simulado en EcgSim

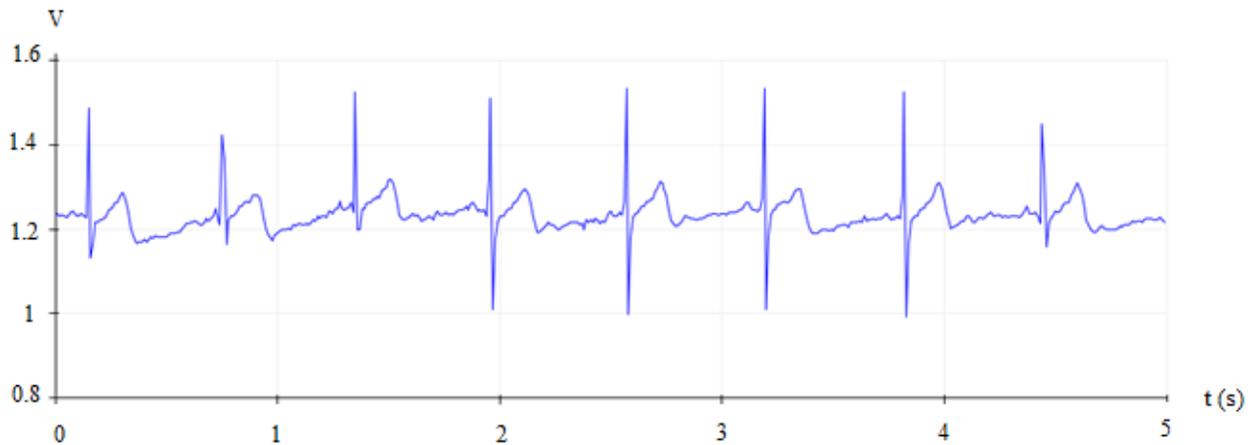


Figura 74. Electrocardiograma tomado a través del Serial Plotter del IDE de Arduino

La comparación se fundamenta en la forma de onda de la señal, es decir, en las ondas P, Q, R, S, T propias del electrocardiograma. Ambas señales, tanto la de referencia como la obtenida con el sensor muestran las ondas mencionadas, por lo que se establece que el sensor devuelve una señal ECG aceptable, semejante a la de referencia pero no igual debido a la presencia de ruido. Véase Figura 75.

De la misma manera se procede comparando la señal de referencia con la señal obtenida con el sensor pero medido para una mujer. La señal ECG que se muestra en la Figura 76 es aquella que devuelve el sensor.

La comparación de señales se puede observar en la Figura 77 y ésta corresponde a una señal simulada versus una señal obtenida con el sensor en una mujer de 20 años.

De ambas comparaciones se puede destacar que aunque se cumplen los complejos QRS para ambos sujetos de prueba, las amplitudes tanto para no varían mucho de un hombre a una mujer. Para un hombre, la amplitud en esta prueba, oscila los 0.45 Voltios mientras que para una mujer la amplitud está rodeando los 0.3 Voltios.

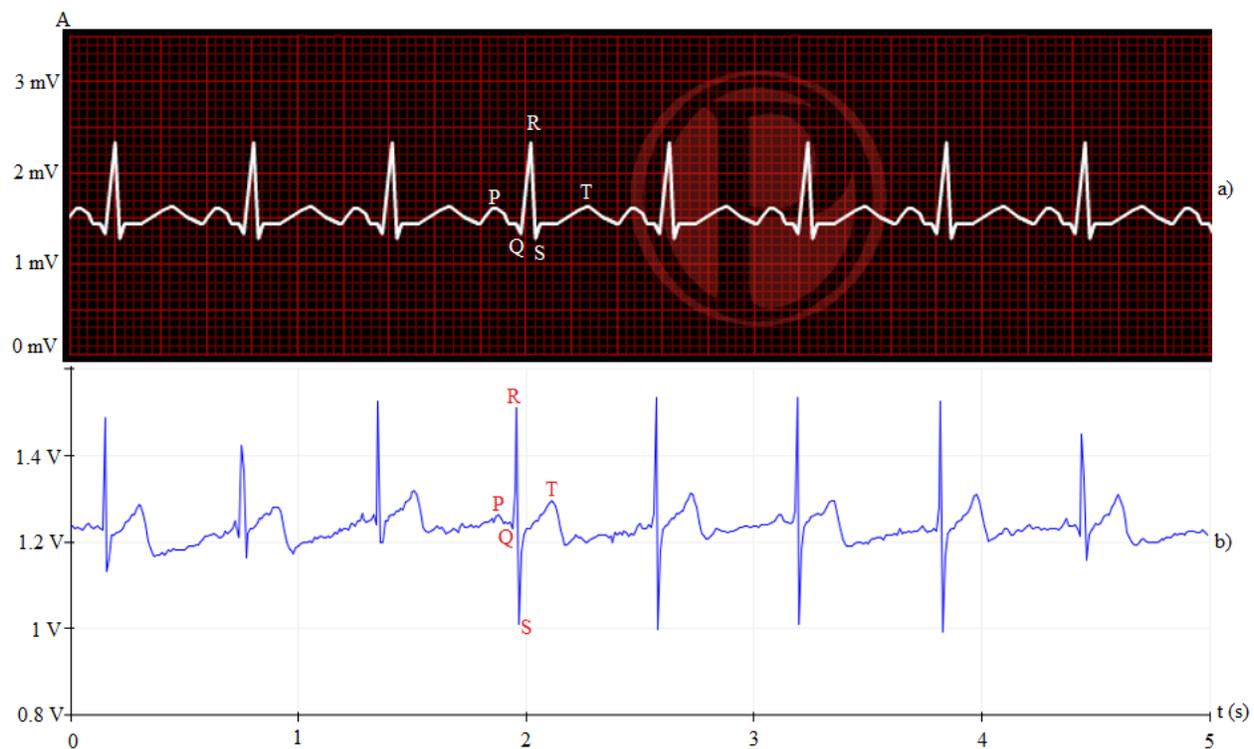


Figura 75. Comparación de ondas ECG. a) simulada b) obtenida con sensor

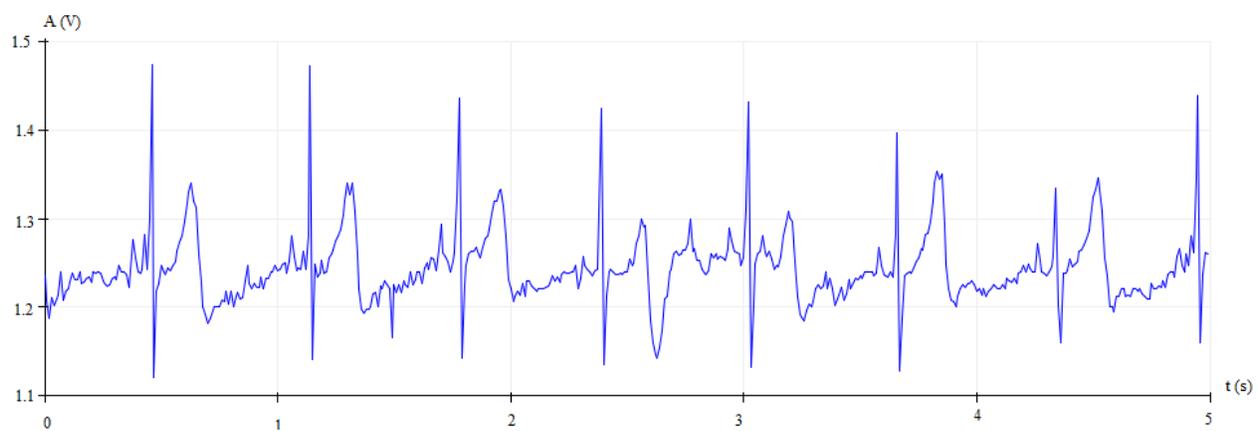


Figura 76. Electrocardiograma tomado con sensor en una mujer

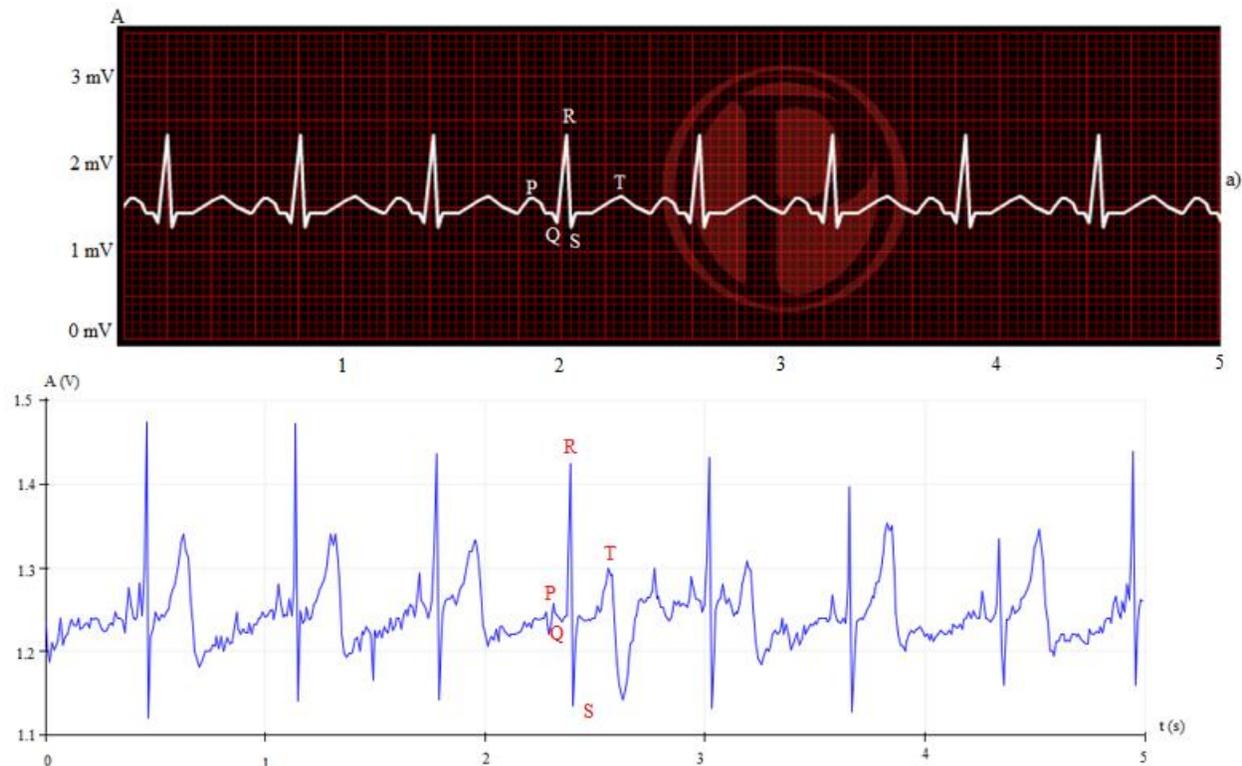


Figura 77. Comparación de ECG simulado y medido en mujer

De acuerdo con Ramón (2017) la señal de electrocardiograma tiene variaciones latidos consecutivos, esto se debe a la existencia de ruido de entre 40 Hz y 50 Hz, ruido normal en este tipo de ondas.

4.2. Análisis de resultados para Prueba 2: Sensor PPG

Del mismo modo que para la prueba de electrocardiograma, la prueba para PPG requiere una señal para comparar y determinar si el sensor utilizado devuelve la onda correcta. Para esto se toma como referencia la señal teórica mostrada en la Figura 78 en la que también se indican las partes más relevantes de la señal PPG.

La Figura 79 a través del Serial Plotter del IDE de Arduino muestra 5 segundos de la señal de fotopletimografía que devuelve el sensor utilizado. A esta señal se debe analizar los rasgos

propios de una onda PPG para determinar si efectivamente es aceptable. Para ello se recurre a criterios teóricos como los picos sistólicos y diastólicos, además de la muesca dicrótica, partes que obligatoriamente deben estar presentes en la señal que devuelve el sensor.

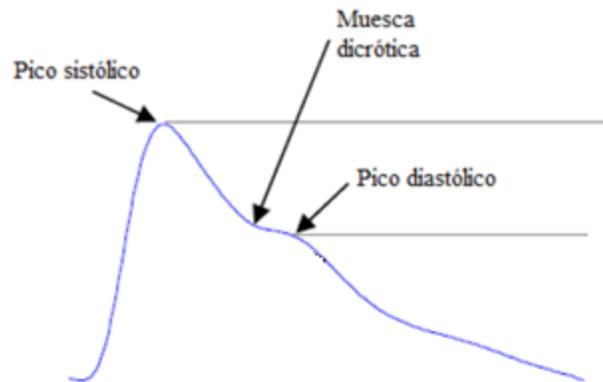


Figura 78. Señal PPG teórica y sus partes más relevantes

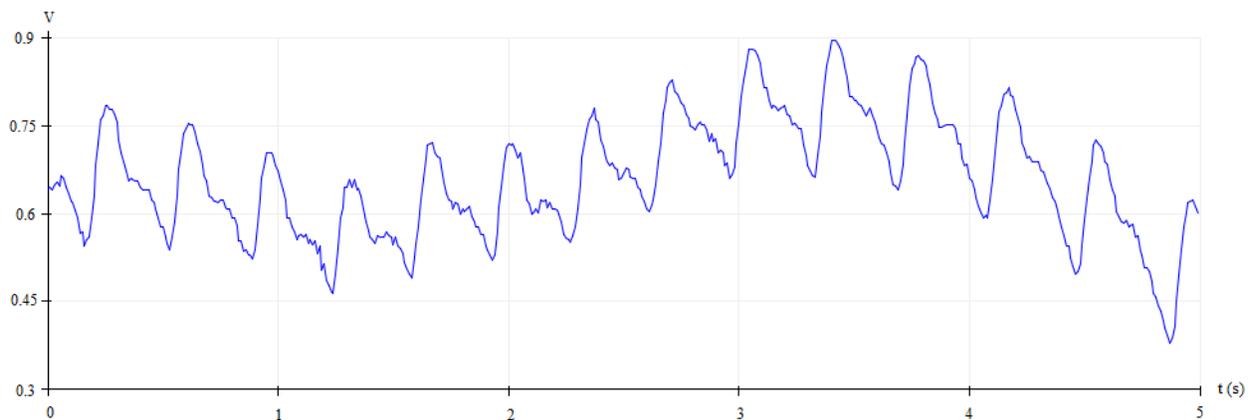


Figura 79. Señal PPG obtenida desde el sensor

La comparación de las señales se puede observar en la Figura 80, claramente se puede notar que todas las ondas sin excepción presentan los atributos propios de una señal PPG, tanto el pico sistólico, pico diastólico y muesca dicrótica. Con esto se puede determinar que la onda que

devuelve el sensor es aceptable bajo criterios teóricos de similitud y características propias presentes.

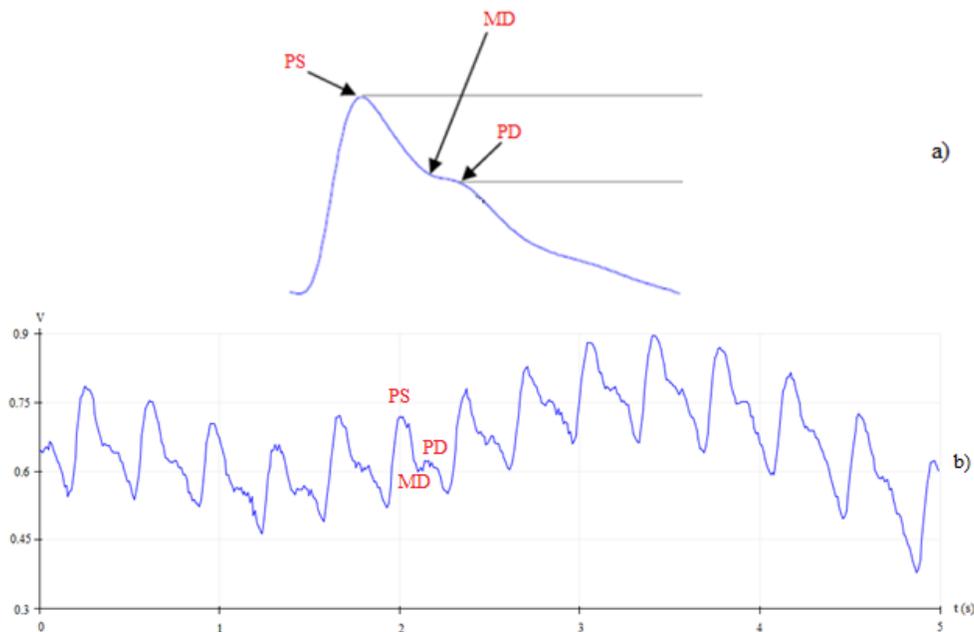


Figura 80. Comparación de señales PPG a) teórica b) obtenida con sensor (hombre)

Nuevamente para verificar la validez de los resultados se replica la prueba en una mujer, en este caso de 20 años de edad. Obteniendo como resultados la gráfica observada en la Figura 81.

A pesar que en cada caso (hombre y mujer), la señal es aceptable tomando como referencia la señal teórica, las amplitudes en cada individuo de prueba son distintas. Para el caso del hombre la amplitud del pico sistólico es de aproximadamente 0.2 Voltios, mientras que para la mujer dicha amplitud es de aproximadamente 0.4 Voltios.

Al comparar la señal de referencia (teórica) con la señal obtenida por el sensor en el caso de la mujer, se puede observar que la señal es aceptable fundamentándose en la existencia de los rasgos propios de la misma, como el pico sistólico, pico diastólico y muesca dicrótica.

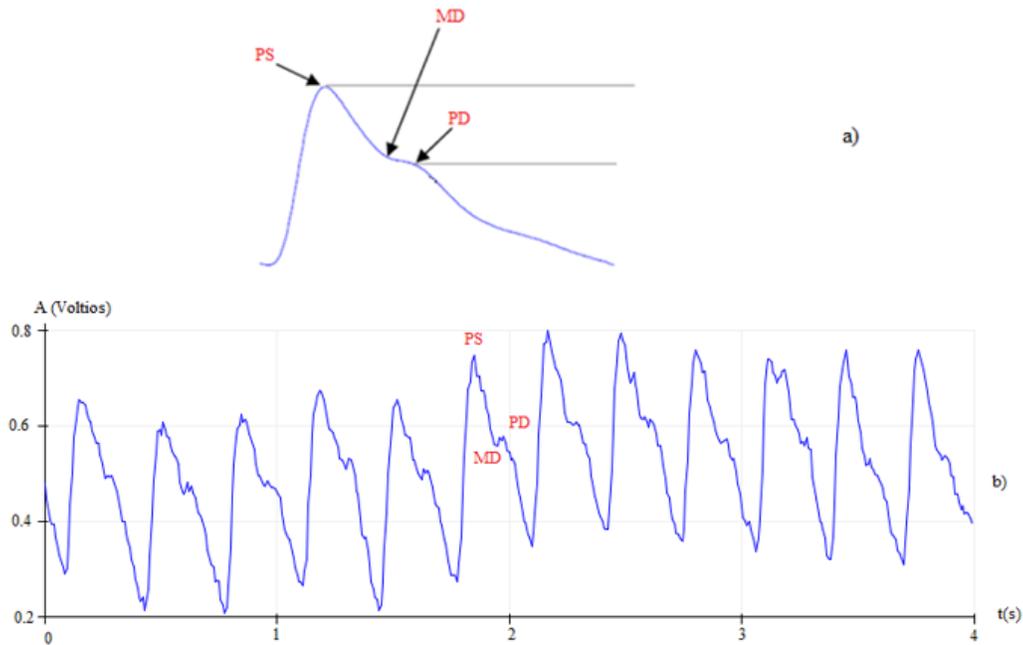


Figura 81. Comparación de señal PPG en una mujer a) teórica b) obtenida con sensor

4.3. Análisis de resultados para Prueba 3: Sensores de temperatura

4.3.1. Temperatura medida en la axila

El análisis para el sensor de temperatura se basa en la comparación del valor obtenido con el sensor utilizado (DS18B20) y el valor de referencia tomado con un termómetro digital comercial, se procedió a analizar 100 muestras tomadas cada 5 segundos y realizar el análisis de error promedio registrado en la Tabla 26.

Los datos registrados del valor de temperatura medido en la axila (sin compensar) comparados con los valores de referencia se pueden observar en la Figura 82. Mientras que la comparación de valores de temperatura compensados con los valores de referencia se observan en la Figura 83. El valor de promedio de compensación es de 1.5 °C.

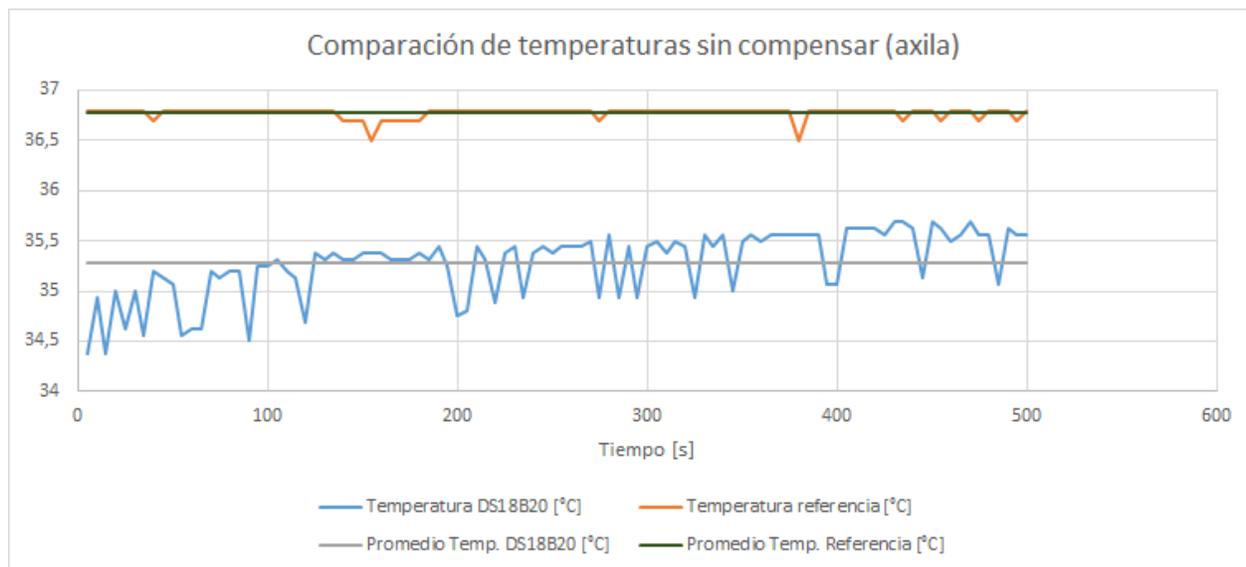


Figura 82. Comparación de valores de temperatura sin compensar (axila)

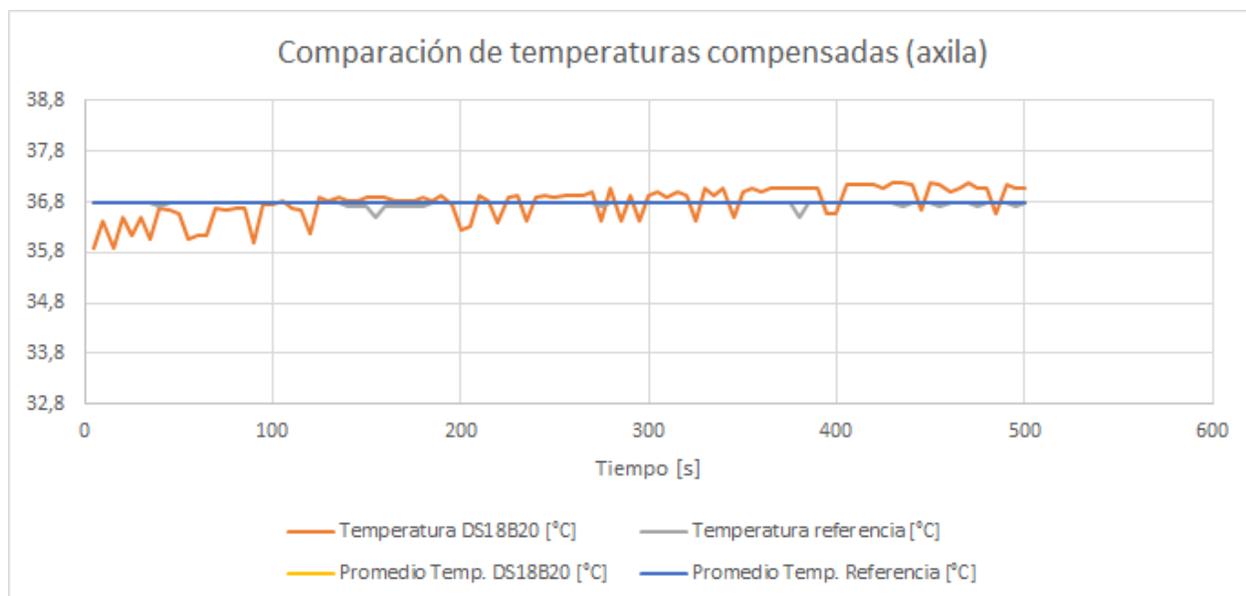


Figura 83. Comparación de valores de temperatura compensada (axila)

Tabla 26*Registro de promedio de valores de temperatura medidos en la axila.*

	Referencia	DS18B20	Compensación	Error sin compensar	Error compensado
Promedio	36.78 °C	35.28 °C	1.5 °C	4.07 %	0,04%

de
muestras

4.3.2. Temperatura medida en la mano

El mismo proceso que en el caso anterior es detallado para el sensor de la mano, a 100 muestras tomadas cada 5 segundos, y cuyos promedios se registran en la Tabla 27.

De igual manera la gráfica de comparación de valores de temperatura entre el sensor (sin compensar) y el valor de referencia se muestra en la Figura 84, mientras que la comparación de valores cuando la temperatura del sensor ya es compensada se observa en la Figura 85.

Tabla 27*Registro de promedio de valores temperatura de la mano.*

	Referencia	DS18B20	Compensación	Error sin compensar	Error compensado
Promedio	36.45 °C	33.42 °C	3.03 °C	5.32 %	0,06%

de
muestras

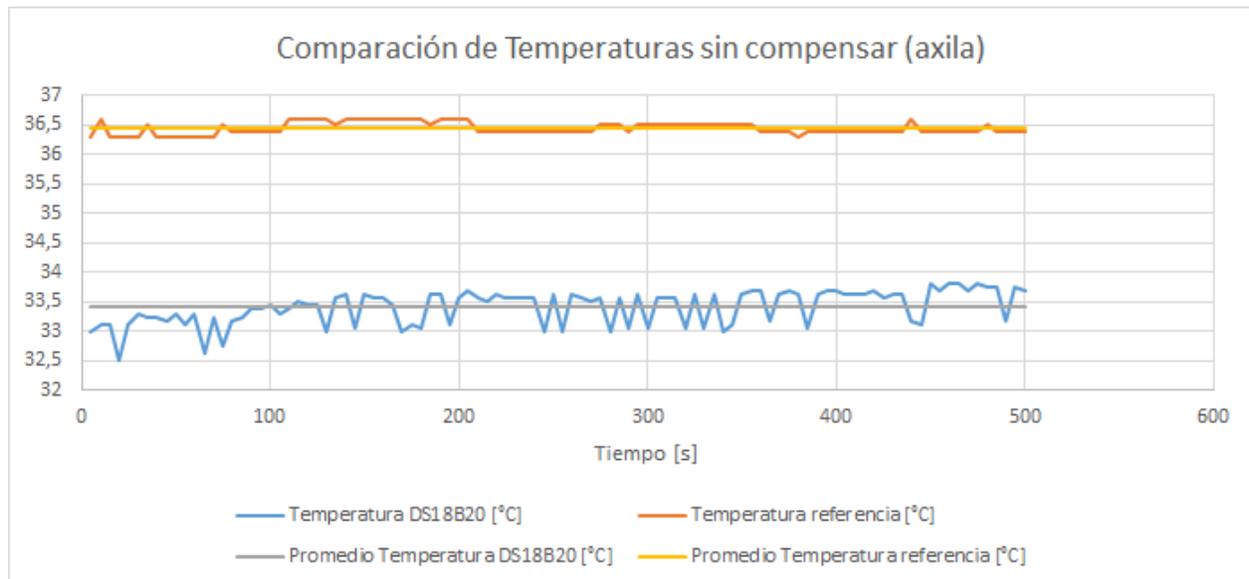


Figura 84. Comparación de temperaturas sin compensar (mano)

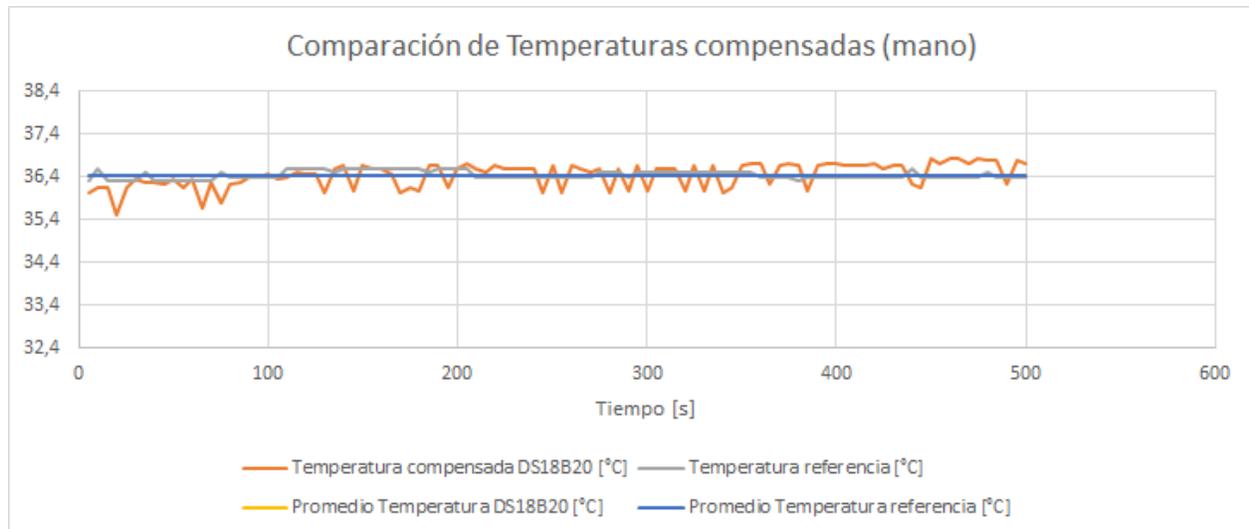


Figura 85. Comparación de temperaturas compensadas (mano)

Nota: el monitoreo de la temperatura en la mano y en la axila se lo realizó como una medida comparativa para determinar posibles fallas en el cuerpo humano tomando en cuenta que el organismo utiliza la compensación de temperatura de otras zonas como las extremidades para

mantener la temperatura en órganos importantes como el corazón. La temperatura de la mano siempre será menor a la de la axila debido a que la mano siempre está alejada de los órganos más importantes como corazón y pulmones.

4.4. Análisis de resultados para Prueba 4: Retardo en llegada y pérdida de paquetes.

En esta prueba se trata de determinar cuál es el tiempo promedio que toma el sistema en almacenar un valor en la base de datos, y que el almacenamiento sea el correcto. Además de determinar la cantidad de datos perdidos.

De manera gráfica se pueden observar el comportamiento del retardo (Figura 86) para valores de temperatura enviados, el promedio de tiempo que demora en ser enviado un dato hasta ser recibido en la base de datos es de 198 milisegundos, el tiempo máximo registrado es de 489 milisegundos, mientras que el menor valor es de 77 milisegundos.

El valor de temperatura, en este caso, se envía desde el sensor cada 5 segundos. Y los resultados indican que el retardo para 100 muestras continuas analizadas es máximo 489 milisegundos y no se registraron paquetes perdidos, todos los datos enviados llegaron a la base de datos y fueron almacenados correctamente.

El mismo procedimiento se repite posteriormente, aunque de forma más estricta, ya no analizando el retardo en un solo dato sino el bloques de 100 datos por segundo que envía el sensor ECG hacia la base de datos, ésta forma de envío (en bloques o arreglos) impide que la información se pierda excesivamente. En esta ocasión se analiza en tiempo que tarda en llegar dicho bloque de datos hacia la base de datos y analizar los resultados obtenidos.

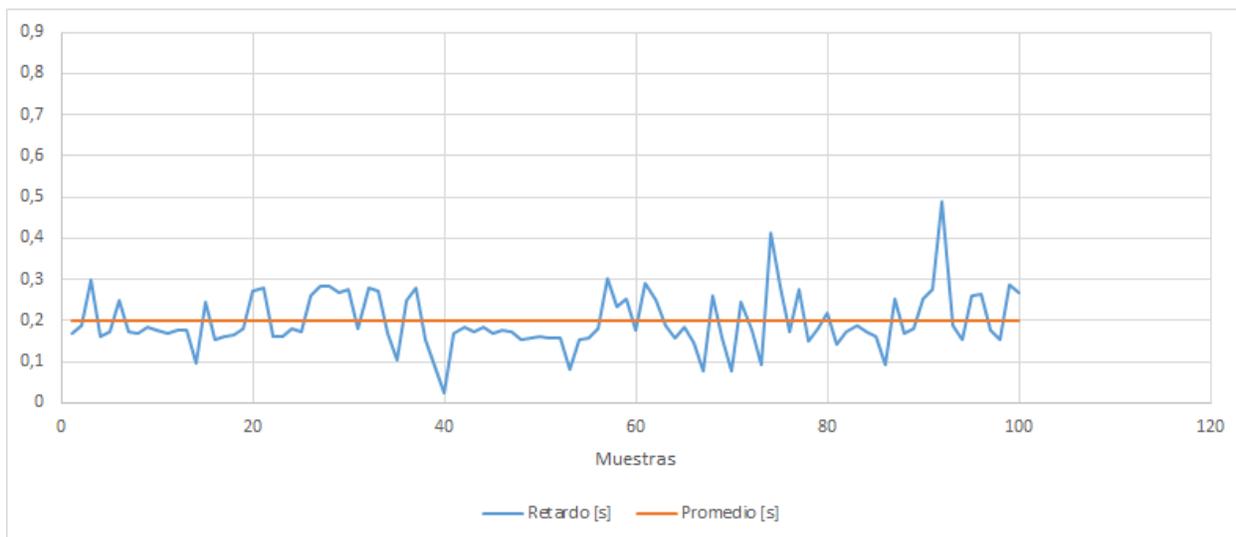


Figura 86. Retardo en envío de datos de temperatura hacia servidor web

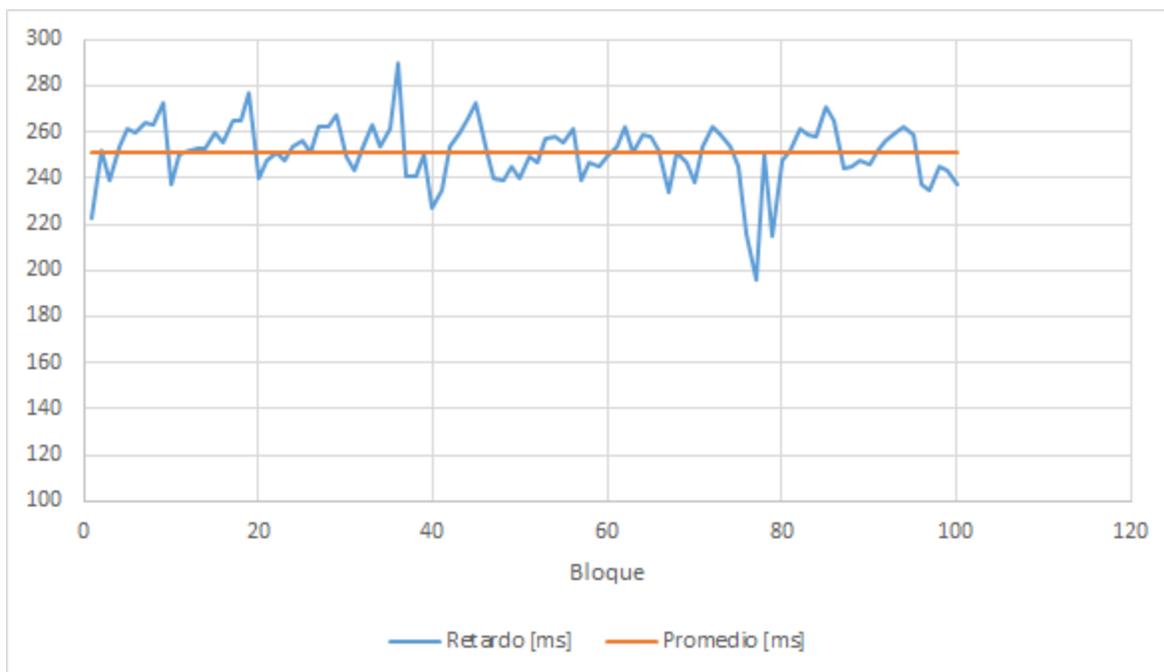


Figura 87. Retardo para bloques de datos enviados desde sensor ECG

La Figura 87 muestra el tiempo en el que se envía un bloque teórico de 100 datos por segundo hacia la base de datos, el tiempo promedio de llegada es de 251 milisegundos, mientras que el tiempo máximo y mínimo es de 290 milisegundos y 196 milisegundos, respectivamente.

Para un envío de varios datos por segundo y detectando un retardo considerable, es necesario realizar una prueba de datos perdidos. Para lo que se recurre a la Figura 88 en la que se observa que existen una constante de 1 valor perdido por cada bloque de 100 enviados, a diferencia de 2 bloques que tuvieron dos datos perdidos cada uno.

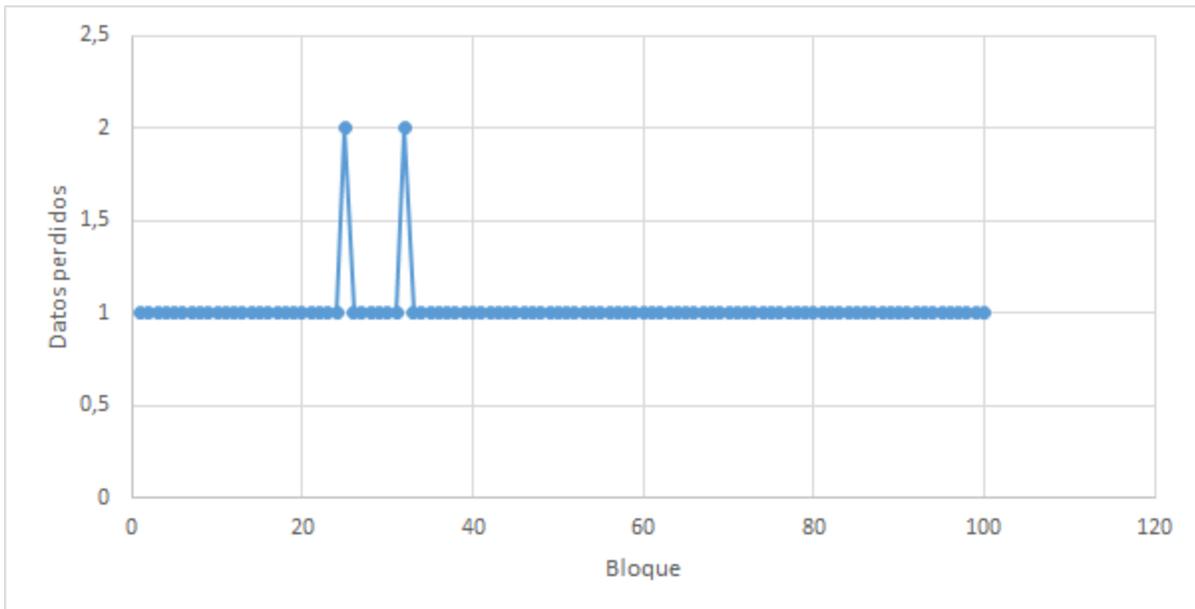


Figura 88. Datos perdidos en envío de señal ECG

4.5. Análisis de resultados para Prueba 5: Análisis de envío de datos con Wireshark.

Una vez iniciada la captura de datos mediante el Software Wireshark se procede a navegar en las diferentes páginas que conforman la aplicación web, sobre todo en las que muestran las curvas y valores de signos vitales.

Al filtrar por HTTP los paquetes que constantemente se envían en la red como se observa en la Figura 89 se puede verificar tanto la dirección de origen como de destino y la respectiva página que se visita.

No.	Time	Source	Destination	Protocol	Length	Info	
105	14.116802	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	599	GET /graficoecg.php HTTP/1.1	Página para gráfico ECG
107	14.242177	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	858	HTTP/1.1 200 OK (text/html)	
109	14.285672	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	488	GET /datosecg.php HTTP/1.1	
125	14.450501	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	59	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	
128	15.174224	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	599	GET /graficoppg.php HTTP/1.1	Página para gráfico PPG
130	15.307442	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	461	HTTP/1.1 200 OK (text/html)	
132	15.342313	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	488	GET /datosppg.php HTTP/1.1	
148	15.520782	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	59	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	
152	16.116171	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	536	GET /frecuenciados.php HTTP/1.1	
153	16.256471	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	206	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	
161	16.628485	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	600	GET /temperatura.php HTTP/1.1	Página para frecuencia y temperatura
163	16.757945	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	165	HTTP/1.1 200 OK (text/html)	
166	17.112086	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	536	GET /frecuenciados.php HTTP/1.1	
167	17.246400	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	206	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	
169	17.513602	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	536	GET /frecuenciados.php HTTP/1.1	
170	17.648305	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	206	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	
172	18.287125	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	536	GET /frecuenciados.php HTTP/1.1	
173	18.420382	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	206	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	
177	19.287681	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	536	GET /frecuenciados.php HTTP/1.1	
179	19.421458	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	206	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	
181	19.439700	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	627	GET /graficoecg.php HTTP/1.1	
185	19.565703	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	858	HTTP/1.1 200 OK (text/html)	
187	19.620877	192.168.1.3	198.136.62.86	HTTP	488	GET /datosecg.php HTTP/1.1	
204	19.791643	198.136.62.86	192.168.1.3	HTTP	59	HTTP/1.1 200 OK (application/json)	

Figura 89. Filtro HTTP en Wireshark

Para el caso de la página que muestra la onda de electrocardiograma y fotopleitismografía, el análisis interno de los datos que conforman la gráfica se lo realiza mediante la información que otorga Wireshark. La página tiene una ventana que grafica los valores que llegan desde el sensor, procesados con etiquetas como x y y , variables auxiliares para la reconstrucción de la gráfica, en la variable x se almacena el tiempo y en la variable y el valor de la muestra obtenida por el conversor análogo/digital de la tarjeta ESP32.

En el caso de la señal PPG, las características de los paquetes capturados se pueden observar en la Figura 90, tanto el tamaño del paquete, el protocolo que utiliza, el puerto de origen y el de destino.

Para la temperatura, las características de los paquetes se muestran en la Figura 91. Mismas en las que se puede ver el tamaño del paquete, los protocolos que intervienen en el paquete, el puerto de origen y el de destino.

```

▼ Frame 2436: 672 bytes on wire (5376 bits), 672 bytes captured (5376 bits) on interface 0
  Interface id: 0 (\Device\NPF_{31432BD2-ACF6-4926-B1A6-0DBF291185EF})
  Encapsulation type: Ethernet (1)
  Arrival Time: Jun 24, 2019 17:16:06.335735000 Hora est. Pacífico, Sudamérica
  [Time shift for this packet: 0.000000000 seconds]
  Epoch Time: 1561414566.335735000 seconds
  [Time delta from previous captured frame: 0.001381000 seconds]
  [Time delta from previous displayed frame: 0.037212000 seconds]
  [Time since reference or first frame: 170.314188000 seconds]
  Frame Number: 2436
  Frame Length: 672 bytes (5376 bits)      Tamaño del paquete
  Capture Length: 672 bytes (5376 bits)
  [Frame is marked: False]
  [Frame is ignored: False]
  [Protocols in frame: eth:ethertype:ip:tcp:http:json]  Protocolos que intervienen en el paquete
  [Coloring Rule Name: HTTP]
  [Coloring Rule String: http || tcp.port == 80 || http2]
  > Ethernet II, Src: 7c:39:53:b9:2c:bc (7c:39:53:b9:2c:bc), Dst: HonHaiPr_5d:d5:33 (70:18:8b:5d:d5:33)
  > Internet Protocol Version 4, Src: 198.136.62.86, Dst: 192.168.1.3
  ▼ Transmission Control Protocol, Src Port: 80 (80), Dst Port: 50114 (50114), Seq: 200070, Ack: 26141, Len: 618
    Source Port: 80      Puerto Origen
    Destination Port: 50114      Puerto Destino
    [Stream index: 18]
    [TCP Segment Len: 618]
    Sequence number: 200070      (relative sequence number)
  
```

Figura 90. Características de paquete PPG

```

▼ Frame 2454: 209 bytes on wire (1672 bits), 209 bytes captured (1672 bits) on interface 0
  Interface id: 0 (\Device\NPF_{31432BD2-ACF6-4926-B1A6-0DBF291185EF})
  Encapsulation type: Ethernet (1)
  Arrival Time: Jun 24, 2019 17:16:09.232938000 Hora est. Pacífico, Sudamérica
  [Time shift for this packet: 0.000000000 seconds]
  Epoch Time: 1561414569.232938000 seconds
  [Time delta from previous captured frame: 0.095659000 seconds]
  [Time delta from previous displayed frame: 0.095659000 seconds]
  [Time since reference or first frame: 173.211391000 seconds]
  Frame Number: 2454
  Frame Length: 209 bytes (1672 bits)      Tamaño del paquete
  Capture Length: 209 bytes (1672 bits)
  [Frame is marked: False]
  [Frame is ignored: False]
  [Protocols in frame: eth:ethertype:ip:tcp:http:json]  Protocolos que intervienen en el paquete
  [Coloring Rule Name: HTTP]
  [Coloring Rule String: http || tcp.port == 80 || http2]
  > Ethernet II, Src: 7c:39:53:b9:2c:bc (7c:39:53:b9:2c:bc), Dst: HonHaiPr_5d:d5:33 (70:18:8b:5d:d5:33)
  > Internet Protocol Version 4, Src: 198.136.62.86, Dst: 192.168.1.3
  ▼ Transmission Control Protocol, Src Port: 80 (80), Dst Port: 50114 (50114), Seq: 200688, Ack: 26621, Len: 155
    Source Port: 80      Puerto Origen
    Destination Port: 50114      Puerto Destino
    [Stream index: 18]
    [TCP Segment Len: 155]
    Sequence number: 200688      (relative sequence number)
  
```

Figura 91. Características de paquete de temperatura

4.6. Análisis de resultados para Prueba 6: Sistema de Monitoreo Completo

En esta prueba de la funcionamiento a todo el Sistema de Monitoreo, desde la red de sensores hasta la aplicación web.

Primero se colocan los dispositivos en el sujeto de prueba, dispuestos en los lugares previamente mencionados. Tal como se observa en la Figura 92. Conectados inalámbricamente al Gateway/Concentrador mostrado en la Figura 93.

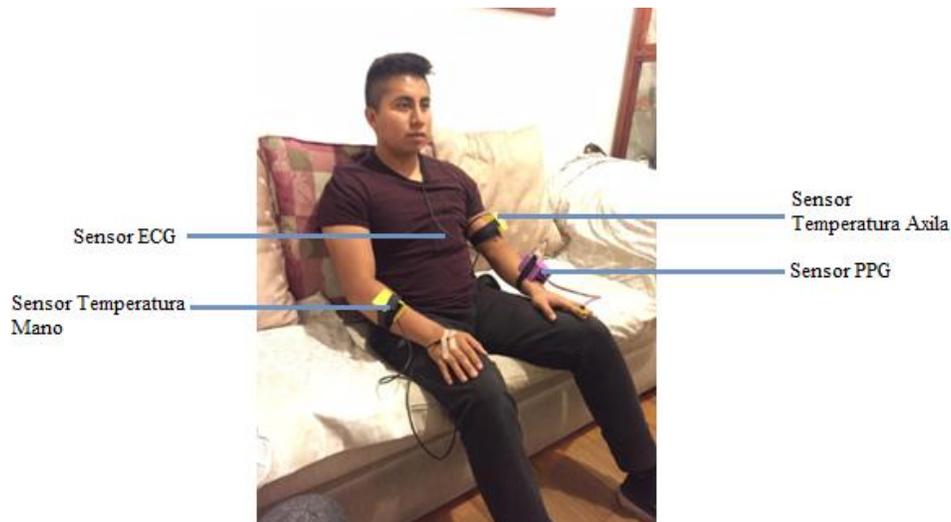


Figura 92. Disposición de sensores en el cuerpo del sujeto de prueba



Figura 93. Gateway concentrador de datos

Una vez encendidos los sensores y conectados a la red WiFi se verifica que las tablas de las bases de datos se actualizan tal como se observa en la Figura 94, Figura 95, Figura 96 y Figura 97.

		id	ecg	tmin	tseg	idusuario
<input type="checkbox"/>	Editar Copiar Borrar	176	1470	160.84995693333	5271	8
<input type="checkbox"/>	Editar Copiar Borrar	177	1517	160.84995693333	5281	8

Figura 94. Tabla "datosecg" de la base de datos

		id	ppg	tseg	tmin	idusuario
<input type="checkbox"/>	Editar Copiar Borrar	17920	241	2125	157.8117805	8
<input type="checkbox"/>	Editar Copiar Borrar	17921	256	2134	157.8117805	8

Figura 95. Tabla "datosppg" de la base de datos

		id	temp	tmin	tseg	tipo	idusuario
<input type="checkbox"/>	Editar Copiar Borrar	4	36.88	156.24656421667	9374.793853	M	8
<input type="checkbox"/>	Editar Copiar Borrar	5	37.06	156.3285056	9379.710336	A	8

Figura 96. Tabla "datostemp" de la base de datos

		id	bpm	tiempo
<input type="checkbox"/>	Editar Copiar Borrar	51	92	2019-07-03 22:45:25

Figura 97. Tabla "bpm" de la base de datos

Una vez verificada la actualización de las tablas, el siguiente paso corresponde a la visualización de los resultados en la aplicación web, ésta muestra las ondas de electrocardiograma y fotopleletismografía, además de los valores de frecuencia cardiaca y temperatura medidos en la axila y la mano. La aplicación se puede observar en la Figura 98, Figura 99 y Figura 100.

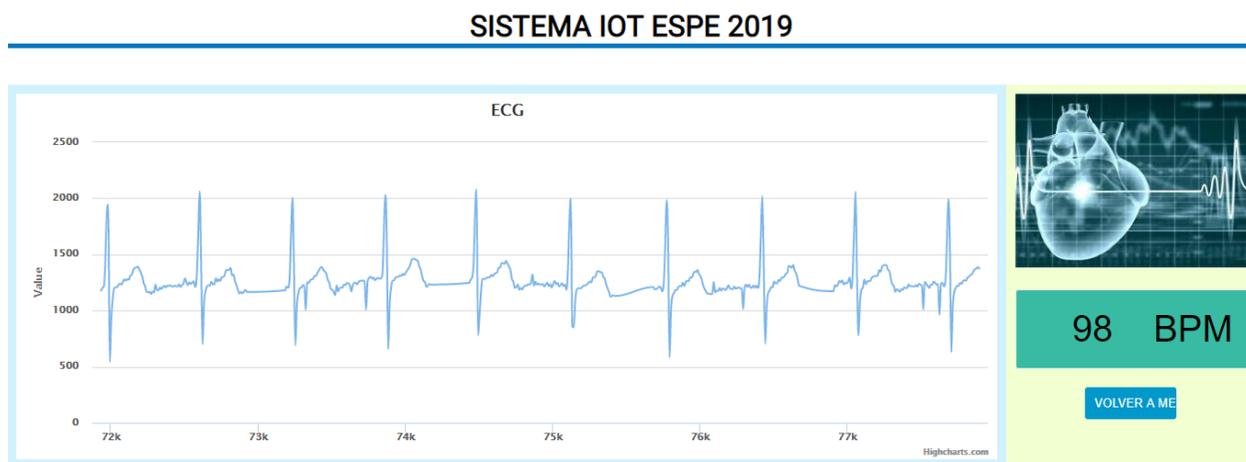


Figura 98. Página web para mostrar señal ECG y frecuencia cardiaca

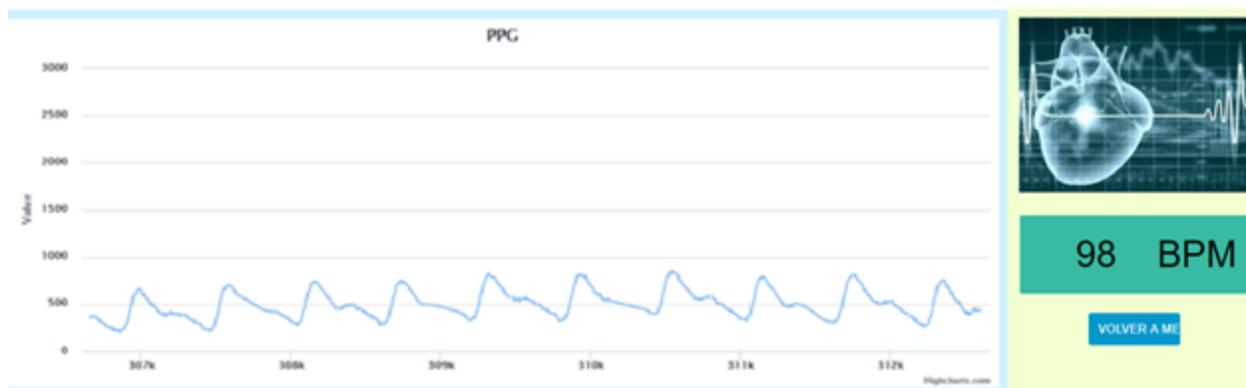


Figura 99. Página web para mostrar señal PPG

SISTEMA IOT ESPE 2019



Figura 100. Página web para mostrar temperatura y frecuencia cardiaca

4.7. Análisis de resultados para Prueba 7: Duración de baterías

Cada nodo sensor está diseñado para funcionar con un sistema de alimentación propio, para el efecto se utilizaron baterías; por lo tanto cada nodo sería independiente en el tiempo de duración porque tiene distintos tiempos de envío. En cada uno de estos nodos sensores se ha realizado un análisis del tiempo en el que las baterías se descargan.

Con el sistema completamente en línea, se toma el valor de la tensión de la batería que alimenta el procesador de cada nodo sensor, y se registran los valores en cada minuto, a la par observando si la base de datos se sigue actualizando, es decir, tomando en cuenta que el módulo WiFi sigue enviando datos. Al momento que deje de actualizarse una de las tablas, el registro de datos se suspende para dicho sensor.

Los datos registrados se grafican en la Figura 101 de la que se puede destacar que: el nodo sensor cuya batería dura más tiempo es el de la Temperatura en la Mano con 67 minutos, seguido de éste se ubica el nodo PPG con 61 minutos, justo por detrás se ubica el nodo ECG con 56 minutos y finalmente el nodo de Temperatura en la axila con 54 minutos. Lo que indica que todo el sistema, completamente funcional duraría 54 minutos aproximadamente.

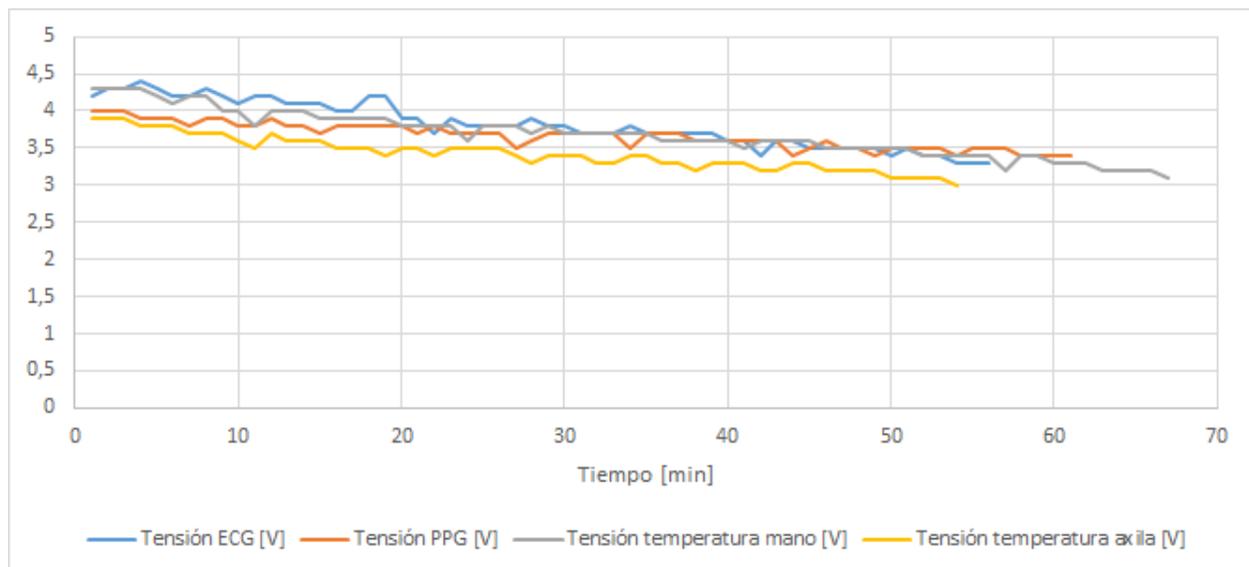


Figura 101. Voltaje en función del tiempo para cada nodo sensor

4.8. Análisis de resultados para Prueba 8: Tiempo de carga de baterías

Esta prueba se la realiza una vez finalizada la Prueba 7, aprovechando que todas las baterías ya están descargadas. El registro de resultados de tiempo de carga para cada una de las baterías se observa en la Figura 102.

Se puede observar que tanto las baterías del sensor ECG como las del sensor PPG tardaron el mismo tiempo en cargarse hasta los 4 Voltios (DC), en un aproximado de 20 minutos, posterior a eso la batería del sensor de temperatura de la mano tardó 3 minutos más, es decir 23 minutos en

cargar, y finalmente la batería del sensor de temperatura de la axila llegó a los 4 Voltios en un tiempo de 25 minutos. Esto indica que el tiempo de carga de las baterías, en promedio, oscila la tercera parte del tiempo de descarga de las mismas.

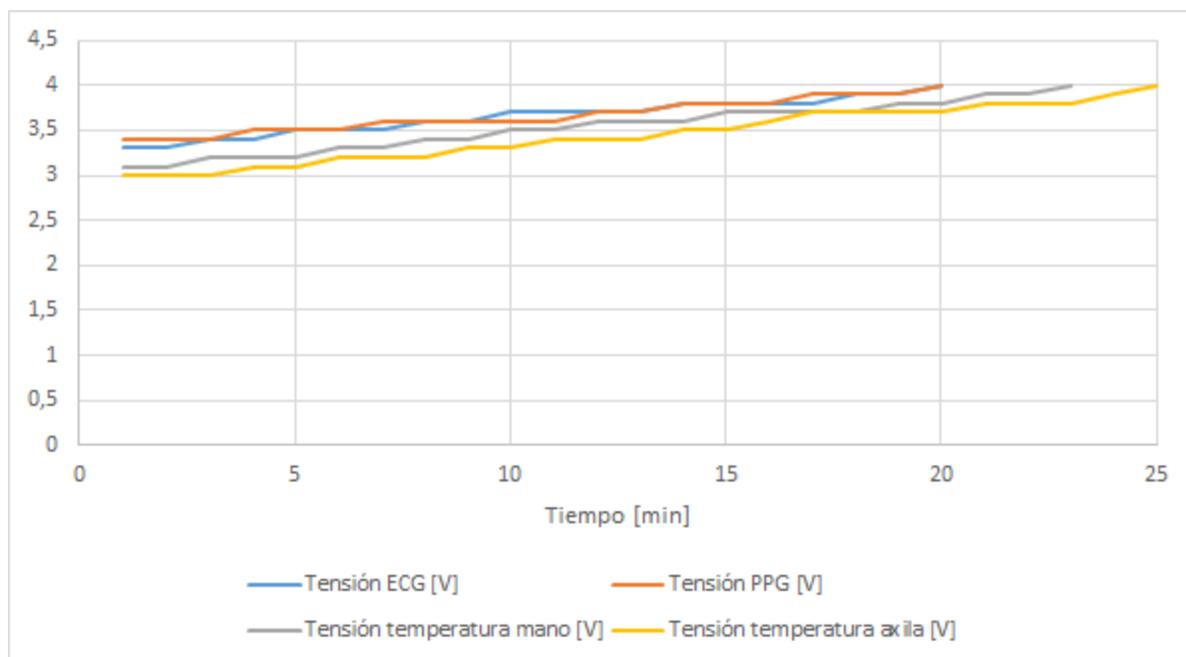


Figura 102. Voltaje en función del tiempo para carga de baterías

4.9. Análisis de resultados para Prueba 9: Análisis de frecuencia cardiaca obtenida

A través del algoritmo implementado se puede observar en la Figura 103 que el valor de referencia y el estimado a partir del algoritmo de la ventana deslizante se mantienen cercanos entre sí, para un valor de 60 muestras la Tabla 28 indica que el promedio de latidos por minuto obtenidos con un oxímetro de referencia es de 94 mientras que el promedio de latidos obtenidos con el algoritmo es de 96; dando como resultado un error de 1.74%.

Tabla 28
Registro de promedio de valores de frecuencia cardiaca.

	Referencia	Algoritmo	Error
Promedio de muestras	93.8 BPM	94 BPM	0.26 %

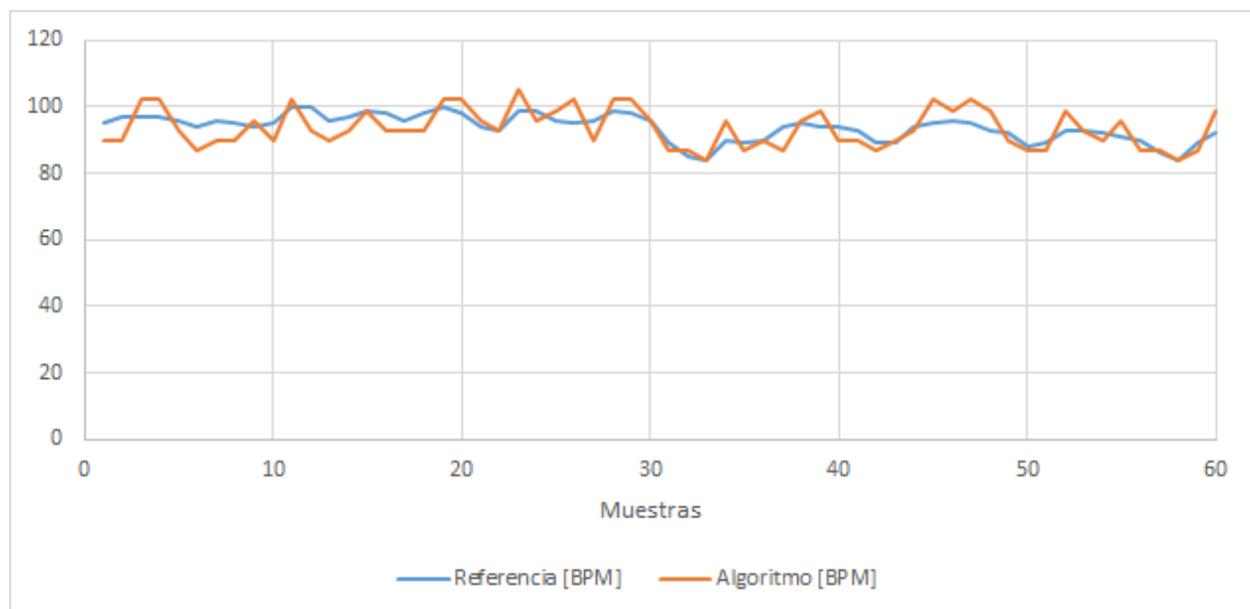


Figura 103. Comparación de latidos por minuto para algoritmo implementado y referencia

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

A través del desarrollo del presente proyecto de investigación se ha diseñado e implementado un sistema de monitoreo de signos vitales a través de una red de sensores inalámbricos, en donde los resultados de sus mediciones se almacenan en una base de datos y se muestran casi en tiempo real mediante una aplicación Web, permitiendo conocer la forma de onda de las variables como electrocardiograma y fotopletomografía, y la visualización del valor de temperatura corporal, además de la frecuencia cardíaca.

De acuerdo a los lineamientos y requerimientos necesarios para el diseño del Hardware los prototipos de Arias (2018) y Villacís (2018) fueron los que más se acoplaron debido a su circuitería planteada, posibilidad de replicar y funcionamiento previamente probado. Ambos diseños cuentan con etapas acondicionamiento de señal como: filtrado, amplificación y desplazamiento de offset, aspectos necesarios para poder manipular las señales y que éstas puedan ser digitalizadas en el rango de 0 a 4 Voltios que acepta la tarjeta ESP32.

Para la medición de temperatura se usaron dos sensores DS18B20 de características similares, a pesar que los sensores utilizados son de carácter digital y técnicamente más exactos, los valores obtenidos a partir de éste resultan ser menores a los valores de referencia tomados con un termómetro digital comercial; es por eso que se debió compensar la temperatura a través de software. Para sensor que adquiere la temperatura corporal en la axila, el error promedio en la medición se redujo de 4.07% a 0.04%. Mientras que del sensor que mide la temperatura en la

mano, el promedio de error se redujo del 5.32% al 0.06% de igual manera mediante compensación por software.

Con el fin de obtener un valores constantes de frecuencia cardiaca el algoritmo implementado (ventana deslizante) analiza un tiempo de la señal ECG y estima la frecuencia cardiaca, posterior a eso la ventana se desplaza un segundo y recalcula nuevamente la frecuencia. Para un total de 60 muestras el algoritmo excede en promedio aproximadamente 0.2 latidos por minuto dando un error de 0.26% en comparación con un oxímetro de pulsos.

Con referencia a las pruebas de retardo, el sistema tarda un promedio aproximado de 200 milisegundos desde que un dato (temperatura) se envía, hasta que se recibe en la base de datos del servidor, no obstante, según las pruebas realizadas dicho tiempo puede variar desde 77 hasta casi 500 milisegundos.

Las pruebas de retardo para los datos de ECG demuestran que para cada bloque de 100 datos por segundo, el tiempo de llegada del bloque hacia la base de datos es de 251 milisegundos aproximadamente; por cada 100 datos enviados.

El análisis de datos perdidos para señales de temperatura indica la inexistencia de datos perdidos, es decir, de los 100 datos de temperatura enviados en la prueba todos se almacenaron de manera correcta y ningún dato se perdió. A diferencia los datos enviados desde el nodo ECG, en cuya prueba se enviaron 100 bloques de 100 datos cada uno, para cada bloque existe una constante pérdida de 1 dato, a diferencia de dos casos en los que se registraron 2 datos perdidos.

De acuerdo al análisis de captura de datos mediante Wireshark se observó que el tamaño de los paquetes difiere de acuerdo con el nodo del cual se envía, si es desde un nodo de temperatura

el tamaño total de la trama es de aproximadamente 209 bytes, mientras que para un nodo de mayor exigencia como el ECG el tamaño de la trama es de 672 bytes, ésta última 3 veces más grande que la trama de la temperatura.

Las pruebas del Sistema de Monitoreo en funcionamiento muestran un aceptable desempeño desde el punto de vista de las señales que se observan en la aplicación web, las gráficas de ECG tanto para hombre como para mujer muestran claramente las ondas P, Q, R, S, T, que comparadas con una señal simulada muestran los mismos rasgos; mientras que para la señal PPG se observan de manera clara los atributos propios de la misma como son el pico sistólico, el pico diastólico y la muesca dicrótica; además de una presentación de valores de temperatura y frecuencia cardiaca sin errores.

Las señales tanto de ECG como PPG observadas en la aplicación Web fueron muestreadas a una tasa de 100 muestras por segundo y digitalizadas a 12 bits de resolución, ante éstas características se puede determinar que bajo parámetros de similitud entre las señales obtenidas y las señales de referencia, tanto la señal de electrocardiograma como la señal de fotopletimografía son de carácter aceptable debido a la legibilidad de las mismas.

El análisis de descarga de las baterías en función del tiempo indica que el sistema puede estar totalmente funcional aproximadamente 54 minutos, sin embargo, el tiempo de carga de las baterías oscila entre los 20 y 25 minutos lo que indica que el tiempo de carga tiende a ser entre la mitad y la tercera parte del tiempo de descarga, esto se debe directamente al Hardware del módulo cargador de baterías que se utilizó, éste devuelve una corriente de salida de 1 Amperio y únicamente se conecta una batería a la vez.

5.2. Recomendaciones

Al momento de usar los sensores, asegúrese que la persona en la que se vayan a usar éstos se encuentre sentada, su espalda apoyada sobre un espaldar y sus pies toquen el suelo; es recomendable colocar uno a uno los sensores de manera que se ubiquen en las posiciones correctas, tal como se observó en el protocolo de pruebas.

Para las señales de electrocardiograma y fotopleitismografía, al momento de tomar las muestras en la tarjeta ESP32, es necesario almacenar los datos en arreglos o bloques de un cierto número de muestras por segundo, en este caso 100, y cuando éstos estén llenos enviar hacia el Gateway, la razón principal es que al enviar todo el arreglo se reducen las pérdidas de datos y se puede incrementar la frecuencia de muestreo, a diferencia de enviar dato por dato en donde el tiempo de transmisión reduce la frecuencia de muestreo.

Es recomendable utilizar las librerías propias del sensor DS18B20, mismas que permiten obtener el valor de la temperatura de manera directa y reduciendo la programación en el procesador de la tarjeta utilizada.

Previo a la inicialización del Sistema de Monitoreo, se recomienda respaldar todas las tablas de la base de datos y posteriormente vaciar las mismas, así el sistema entra en funcionamiento desde cero y los resultados puedan mostrarse sin errores.

Si las señales tanto para electrocardiograma como para fotopleitismografía, observadas en la aplicación web no varían su forma, es recomendable resetear la tarjeta ESP32 a través del pulsador “EN”, si a pesar de eso la señal sigue sin actualizarse se recomienda cambiar las baterías y resetear nuevamente la tarjeta.

Se recomienda utilizar el Sistema de Monitoreo completamente funcional por un tiempo menor o igual a 54 minutos, tomando en cuenta que después de dicho tiempo uno de los sensores deja de transmitir sus datos y por ende el sistema estaría incompleto.

Una vez inicializado el sistema, la aplicación web puede abrirse inmediatamente, la señal de electrocardiograma aparece correctamente de forma instantánea, a diferencia de la señal de fotopletismografía (PPG) en la que se recomienda esperar aproximadamente 25 segundos para poder observar una señal estable.

Para poder estimar correctamente la frecuencia cardiaca es recomendable primero colocar el sensor de electrocardiograma en la zona del tórax y posteriormente encenderlo, esto con el objetivo de evitar lecturas iniciales erróneas que puedan modificar el valor de real de la medida.

BIBLIOGRAFÍA

- Akkaya, K., & Younis, M. (2005). A survey on routing protocols for wireless sensor networks. *Ad Hoc Networks*, 325-349.
- Akyildiz, I., Su, W., Sankarasubramaniam, Y., & Cayirci, E. (2002). Wireless sensor networks: a survey. *Computer Networks*, 393-422.
- Al-Karaki, J., & Kamal, A. (2004). Routing Techinques in Wireless Sensor Networks: A Survey. *IEEE wireless communications*, 6-28.
- Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, R1-R39.
- Alquinga, F. (2017). *Desarrollo e Implementación de un Dispositivo "Wearable" para el Análisis de Temperatura, Humedad, Incidencia de Rayos Ultravioleta (UV) y Presión Atmosférica para Personas que Realizan Montañismo*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Amendola, S., Lodato, R., Manzari, S., Occhiuzzi, C., & Marrocco, G. (2014). RFID Technology for IoT-Based Personal Healthcare in Smart Spaces. *IEEE INTERNET OF THINGS JOURNAL*, I(2), 144-152.
- American Heart Association. (2015). What should you know about your heart rate. *AHA*, 1-3.
- Anand, V., Nisar, P., Naresh, G., Nagendra, R., & Mithun, S. (2017). An improved performance of home E-health portable monitoring system. *IEEE International Conference On Recent Trends in Electronics Information & Communication Technology*, 2222-2226.

- Aosong. (2015). *Temperature and humidity module - DHT11 Product Manual*. Beijing: Asair.
- 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: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Bailey, T., Lu, C., Chipara, O., & Roman, G.-C. (2010). Reliable Clinical Monitoring using Wireless Sensor Networks: Experiences in a Step-down Hospital Unit. *Department of Computer Science and Engineering, Washington University in St. Louis*, 81-94.
- Betancourt, C., & Yépez, I. (2018). *Diseño e Implementación de una plataforma multisensado para el monitoreo de sujetos sanos sometidos a un test de inducción de estrés*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- British Columbia. (05 de 10 de 2017). *HealthLinkBC*. Obtenido de www.healthlinkbc.ca
- Caldeira, J., & Rodrigues, J. (2012). Toward Ubiquitous Mobility Solutions for Body Sensor Networks on HealthCare. *IEEE Communications Magazine*, 108-115.
- Chamorro, L., & Pietrosevoli, E. (2008). Redes Inalámbricas para el Desarrollo en América Latina y el Caribe. *APC Temas Emergentes*, 1-15.
- Chang, C.-Y., Chen, S. Y., & Chang, C.-T. (2018). Mobile Data Collection on Different Transmission Rate in Wireless Sensor Networks. *International Conference on Electronics Technology*, 92-96.
- Cheriyedath, S. (27 de 02 de 2019). *News Medical*. Obtenido de [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\)-\(Spanish\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG)-(Spanish).aspx)

- Chung, W.-Y., Lee, Y.-D., & Jung, S.-J. (2008). A Wireless Sensor Network Compatible Wearable U-healthcare Monitoring System Using Integrated ECG, Accelerometer and SpO2. *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, 20-24.
- Connolly, T., & Begg, C. (2015). *Database Systems: A Practical Approach to Design, Implementation, and Management*. New York: Pearson.
- Dallas Semiconductor. (2018). DS18B20-PAR. *Maxim*, 1-19.
- Date, C. (2004). *An Introduction to Database Systems*. Boston: Pearson.
- Elgendi, M. (2012). On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews*, 14-25.
- Elmasri, R., & Navathe, S. (2011). *Fundamentals of Database Systems*. Boston: Pearson.
- Fraden, J. (2010). *Handbook of Modern Sensors*. New York: Springer.
- Fujimoto, M. (10 de Enero de 2019). *Developer Mozilla*. Obtenido de https://developer.mozilla.org/en-US/docs/Learn/Common_questions/What_is_a_web_server
- Gao, T., Greenspan, D., Welsh, M., Juang, R., & Alm, A. (2005). Vital Signs Monitoring and Patient Tracking Over a Wireless Network. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 102-105.
- Gomis. (2004). Conceptos básicos en los Sistemas de Tiempo Real. *Sistemas informáticos en Tiempo Real*, 1-10.

- Hao, Y., & Foster, R. (2008). Wireless Body Sensor Networks for Health-Monitoring Applications. *Physiological Measurement*, 1-41.
- Homan, J. (5 de Abril de 2014). *Pluralsight*. Obtenido de <https://www.pluralsight.com/blog/software-development/relational-non-relational-databases>
- Hopkins, J. (2017). *Johns Hopkins Medicine*. Obtenido de https://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/conditions/cardiovascular_diseases/vital_signs_body_temperature_pulse_rate_respiration_rate_blood_pressure_85,p00866
- Hosch, W. (2019). *Encyclopaedia Britannica*. Obtenido de <https://www.britannica.com/technology/client-server-architecture>
- Hu, J. (21 de Noviembre de 2017). *Hackernoon*. Obtenido de <https://hackernoon.com/relational-versus-non-relational-database-d5d1c439fb86>
- Islam, R., Kwak, D., Kabir, H., Hossain, M., & Kwak, K.-S. (2015). The Internet of Things for Health Care: A Comprehensive Survey. *IEEE Access*, III, 678-708.
- Kamal, A. A. (1989). Skin photoplethysmography — a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 257-269.
- Kwon, O., Jeong, J., & Bin Kim, H. (2018). Electrocardiogram Sampling Frequency Range Acceptable for Heart Rate Variability Analysis. *Healthcare Informatic Research*, 198-206.
- Laskowski, E. (2015). Laskowski. *What's a normal resting heart rate?*, 1-2.

Leake, A., & Hughes, A. (Febrero de 2019). *TechTarget*. Obtenido de <https://searchsqlserver.techtarget.com/definition/database>

Lingan, J. (Julio de 2015). *TechTarget*. Obtenido de <https://whatis.techtarget.com/definition/Web-server>

Luo, J., & Chang, C. (2016). *Health Encyclopedia UPMC*. Obtenido de <https://www.upmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=85&ContentID=P03963>

Macfarlane, P. (2014). What is an electrocardiogram (ECG). *Heart Matters*, 1-2.

MacGill, M. (2017). What should my heart rate be. *Medical News Today*, 1-5.

Mandal, A. (2018). What is Heart Rate? *News Medical Life Sciences*, 1-3.

Martín, D. (12 de 11 de 2014). *Enfermería práctica*. Obtenido de <https://enfermeriapractica.com/procedimientos/realizacion-de-electrocardiograma>

Maxim Integrated. (2018). DS18B20: Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer. *Maxim Integrated*, 1-20.

McKinsey&Company. (2015). The Internet of the Things: Mapping the value beyond the type. *McKinsey Global Institute*, 1-3.

Meneses, A. (07 de 07 de 2019). *Dalcame*. Obtenido de <http://www.dalcame.com/tc.html#.XSI4yuhKjIU>

- Mohd, N., & Chellappan, K. (2014). Emergency clinic multi-sensor continuous monitoring prototype using e-Health platform. *IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, 32-37.
- Ortiz, F., Sinche, S., & Hidalgo, P. (2017). Implementación de un Prototipo Inalámbrico para Monitoreo de Pacientes Ambulatorios, utilizando Sensores de Presión Arterial y Ritmo Cardíaco. *XXVII Jornadas en Ingeniería Eléctrica y Electrónica*, XXVII, 287-294.
- 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 cardiorrespiratorio*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Otri. (16 de Febrero de 2016). *Universidad de Alicante*. Obtenido de <http://innoua.ua.es/Web/FichaOferta?pIdOferta=1923&language=es>
- Pallàs-Areny, R., & Webster, J. (2001). *Sensors And Signal Conditioning*. New York: John Wiley & Sons, Inc.
- Plaza, E. (24 de Mayo de 2019). *MyWKG*. Obtenido de <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>
- Polar. (2016). *Polar*. Obtenido de https://support.polar.com/en/support/Difference_Between_Heart_Rate_and_Pulse
- Prashun, J. (2018). Node discovery and health checking in a Peer to peer network using zeromq. *Medium Corporation*, 1-6.
- Quental. (2016). Tecnología IoT en el Sector Hospitalario. *Internet of Things*, 1-28.

- Ramírez, R. (2012). *Métodos para el desarrollo de aplicaciones móviles*. Cataluña: Universitat Oberta de Catalunya.
- Ramón, S. (2017). *TDX*. Obtenido de <https://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6334/07Mvd07de11.pdf?sequence=7&isAllowed=y>
- Raspbian. (2015). *Raspbian*. Obtenido de <https://www.raspbian.org/>
- Rouse, M. (Abril de 2008). *Search Unified Communications*. Obtenido de <https://searchunifiedcommunications.techtarget.com/definition/real-time-application-RTA>
- Saa, D. (2018). *Desarrollo de un sistema de medición de la variabilidad del ritmo cardiaco utilizando técnicas de fotopletismografía para el monitoreo y control del estrés*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Santos, A., Macedo, J., Costa, A., & Nicolau, J. (2014). Internet of Things and Smart Objects for M-Health Monitoring and Control. *Procedia Technology*, XVI, 1351-1360.
- Simonson, E. (1972). The Effect of Age on the Electrocardiogram . *The American Journal of Cardiology*, 64-73.
- Stankovic, J., & Ramamritham, K. (1990). What is Predictability for Real-Time Systems? *Real-Time Systems*, 247-254.
- Suryadevara, N. K., & Mukhopadhyay, S. C. (2012). Wireless Sensor Network Based Home Monitoring System for Wellness Determination of Elderly. *IEEE SENSORS JOURNAL*, 1965-1972.

- Tuite, D. (31 de Enero de 2018). *ElectronicDesing*. Obtenido de <https://www.electronicdesign.com/boards/digital-temperature-sensors>
- Villacís, M. (2018). *Diseño, Implementación y Optimización de un Sistema Wearable Móvil para el Sensado de Presión Sanguínea Continua Basado en Técnicas de Fotopletiografía para el Estudio del Comportamiento Cardíaco*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Villegas, J., Villegas, O., & Gonzales, V. (2012). Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente. *Archivos de Medicina*, 221-240.
- Wedro, B., Lee Kulick, D., & Davis, C. (2018). Electrocardiogram (ECG, EKG). *eMedicineHealth*, 1-12.
- Yang, G., Xie, L., Mantysalo, M., Zhou, X., Pang, Z., Xu, L. D., . . . Zheng, L. (2014). A Health-IoT Platform Based on the Integration of Intelligent Packaging, Unobtrusive Bio-Sensor and Intelligent Medicine Box. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 1-13.
- Yilmaz, T., Foster, R., & Hao, Y. (2010). Detecting Vital Signs with Wearable Wireless Sensors. *Sensors*, 10837-10862.