

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO

ESCUELA DE POSGRADO

UNIDAD DE POSGRADO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA
ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



**“IMPLEMENTACIÓN DE UNA RED
INALÁMBRICA DE SENSORES PARA EL
MONITOREO REMOTO DE VARIABLES
FISIOLÓGICAS EN PACIENTES
AMBULATORIOS”**

TESIS PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA ELÉCTRICA CON
MENCION EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

RICARDO YAURI RODRIGUEZ

Callao, 2018

PERÚ

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO

MIEMBROS DEL JURADO

Dr.	: FERNANDO JOSÉ OYANGUREN RAMÍREZ	PRESIDENTE
Dr.	: NICANOR RAÚL BENITES SARAVIA	SECRETARIO
Mg.	: HUGO FLORENCIO LLACZA ROBLES	MIEMBRO
Dr.	: JUAN HERBER GRADOS GAMARRA	MIEMBRO
Dr.	: SANTIAGO LINDER RUBIÑOZ JIMENEZ	ASESOR

N° DE LIBRO	: 01
FOLIO	: 074
FECHA DE APROBACIÓN	: setiembre 26, 2018
RESOLUCIÓN DIRECTORAL	: 049-051-2018-DUPFIEE

DEDICATORIA

A mis padres por el apoyo, los consejos y el cariño que me brindan para poder ser una mejor persona;

A mi querida abuela, mis tíos y primos quienes con sus consejos me han ayudado cuando más lo necesitaba.

AGRADECIMIENTO

Deséo agradecer a la forma más sincera a todas aquellas personas que me brindaron su apoyo y su importante amistad durante el desarrollo de este trabajo.

A Dios, por haberme dado la oportunidad de poder haber realizado este trabajo y permitirme compartir con mi familia muchos buenos momentos y fortalecernos espiritualmente.

A mis padres por haberme dado la vida, a los cuales quiero mucho por el sacrificio que hicieron por mí.

A mis amigos, por compartir alegrías y tristezas, quienes me brindaron su apoyo cuando más los necesitaba.

A mis maestros y profesores, por brindarme su ayuda, guía y orientación.

Al Instituto Nacional de Investigación y Capacitación en Telecomunicaciones (INICTEL – UNI) por la oportunidad brindada para desarrollar el presente trabajo de tesis en su grato ambiente y de la cual siempre he recibido apoyo, además de las facilidades necesarias dentro de sus instalaciones.

De modo especial a mis compañeros de trabajo, Ing. Milton Ríos, Ing. Rubén Acosta Jacinto, Doctor Jinmi Lezama, Héctor Miyashiro y Luighi Vitón, quienes con su amistad y gran aprecio me motivaron a la realización de esta tesis.

Finalmente a todas aquellas personas que de una u otra manera han pasado por mi vida y que me han ayudado a crecer y valorar más la vida.

ÍNDICE

CARATULA	
PÁGINA DE RESPETO	
HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO Y APROBACIÓN	
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTO	
ÍNDICE	1
FIGURAS DEL CONTENIDO	3
TABLAS DEL CONTENIDO	8
RESUMEN	9
ABSTRACT	10
I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	11
1.1 Determinación del Problema	11
1.2 Formulación del Problema	12
1.3 Objetivos de la Investigación	12
1.4 Justificación de la Investigación	13
II. MARCO TEÓRICO	15
2.1 Antecedentes del estudio	15
2.2 Marco conceptual	20
2.2.1 Fundamento ontológico	20
2.2.2 Fundamento metodológico	46
2.2.3 Fundamento epistemológico	46
2.3 Definiciones de términos básicos	79
III. VARIABLES E HIPÓTESIS	82
3.1 Definición de las variables	82
3.2 Operacionalización de las variables	83
3.3 Hipótesis general e hipótesis específicas	83
3.3.1 Hipótesis general	83
3.3.2 Hipótesis específicas	83
IV. METODOLOGÍA	85
4.1 Tipo de investigación	85
4.2 Diseño de investigación	85
4.2.1 Etapas de la investigación	85
4.2.2 Criterios de diseño	86
4.2.3 Descripción y características del sistema propuesto	87
4.2.4 Nodo sensor ECG	89
4.2.5 Nodo sensor ESP12E	109
4.2.6 Nodo Gateway GPRS	120
4.2.7 Aplicación de monitoreo Web basado en IoT	125
4.3 Población y muestra	132
4.4 Descripción de la experimentación	133
4.5 Técnicas e instrumentos de recolección de datos	134
4.6 Procedimiento de recolección de datos	137
4.7 Procesamiento estadístico y análisis de datos	138

V. RESULTADOS	143
5.1 Consumo de corriente de los módulos de comunicación	145
5.2 Tiempo de ejecución de cada proceso	145
5.3 Numero de transmisiones por hora y consumo de corriente	146
5.3.1 Consumo promedio de corriente del nodo ECG	146
5.3.2 Consumo promedio de corriente del nodo de temperatura	146
5.3.3 Consumo promedio de corriente del nodo de pulso	148
5.4 Porcentaje de consumo de corriente en cada proceso de ejecución	148
5.4.1 Porcentaje de consumo de corriente del nodo ECG	148
5.4.2 Porcentaje de consumo de corriente del Nodo Wi-Fi ESP8266	149
5.5. Tiempo de vida y cantidad de bytes transmitidos	150
5.6 Comunicación de los nodos ZigBee con la aplicación Web	150
5.7 Comunicación en modo Wi-Fi ESP8266	153
VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	155
6.1 Contrastación de hipótesis con los resultados	155
6.2 Selección y cálculo de pruebas estadísticas	157
6.3 Comprobación del rechazo o aceptación de la hipótesis	159
6.4 Contrastación de resultados con otros estudios similares	161
6.4.1 Caso uno	161
6.4.2 Caso dos	161
VII. CONCLUSIONES	162
VIII. RECOMENDACIONES	163
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	164
ANEXOS	169
• Anexo A. Matriz de consistencia	169
• Anexo B. Consentimiento informado	170
• Anexo C. Hoja de datos del microcontrolador ESP8266	171
• Anexo D. Hoja de datos del amplificador AD8232	172
• Anexo E. Características del Multímetro Fluke 289	173
• Anexo F. Especificaciones del osciloscopio Tektronix MSO2012B	174
• Anexo G. Hoja de datos del módulo Xbee Series 2	175

FIGURAS DEL CONTENIDO

FIGURA N° 2.1.	Diagrama de un sistema de adquisición y procesamiento de señales fisiológicas	21
FIGURA N° 2.2.	Electrocardiograma ECG	24
FIGURA N° 2.3.	Electroencefalograma EEG	25
FIGURA N° 2.4.	Electromiograma EEG	25
FIGURA N° 2.5.	Bloques generales de un sistema de acondicionamiento de señales bioeléctricas	27
FIGURA N° 2.6.	Modelo básico de un amplificador de instrumentación	29
FIGURA N° 2.7.	Ejemplo de conexión de amplificador de instrumentación con realimentación activa	30
FIGURA N° 2.8.	Amplificador de ECG con accionamiento de la pierna derecha con INA128	32
FIGURA N° 2.9.	Circuito monitor ECG con el AD620	32
FIGURA N° 2.10.	Diagrama interno del AD8232	33
FIGURA N° 2.11.	Amplificador de aislamiento	34
FIGURA N° 2.12.	Fuentes de interferencia que afectan lecturas de señales bioeléctricas	36
FIGURA N° 2.13.	Parámetros de los filtros analógicos	37
FIGURA N° 2.14.	Tipos de filtros según su respuesta en frecuencia	38
FIGURA N° 2.15.	Tipos de diseño de filtros analógicos	39
FIGURA N° 2.16.	Sistema de digitalización de señales	40
FIGURA N° 2.17.	Ejemplo de filtro promedio móvil FIR	45
FIGURA N° 2.18.	Red de sensores inalámbrica	50
FIGURA N° 2.19.	Capas del protocolo ZigBee	51
FIGURA N° 2.20.	Topologías de red según la especificación ZigBee	52
FIGURA N° 2.21.	Alcance y tasa de transmisión de los estándares 802	52
FIGURA N° 2.22.	Redes inalámbricas de sensores de área corporal	54
FIGURA N° 2.23.	Elementos de una WBAN	55
FIGURA N° 2.24.	Componentes de un nodo sensor	56
FIGURA N° 2.25.	Tecnologías Wireless	58

FIGURA N° 2.26.	Módulo XBee Series 2	60
FIGURA N° 2.27.	Módulo ESP12E	60
FIGURA N° 2.28.	Módulo GSM/GPRS SIM808	62
FIGURA N° 2.29.	Pines disponibles del módulo ESP12E	63
FIGURA N° 2.30.	Diagrama de bloques de la familia PIC24F32KL	64
FIGURA N° 2.31.	Tarjeta de desarrollo XLP 16 bits para el PIC24	65
FIGURA N° 2.32.	Módulo NODEMCU V.10	66
FIGURA N° 2.33.	Polarización del AD8232	68
FIGURA N° 2.34.	Diagrama de bloques del DS18B20	69
FIGURA N° 2.35.	Sensor de Pulso	70
FIGURA N° 2.36.	Diagrama circuital del sensor de pulso	71
FIGURA N° 2.37.	Bloques del acelerómetro ADLX345	71
FIGURA N° 2.38.	Esquema general de los servicios SAAS, PAAS E IAAS	74
FIGURA N° 2.39.	Esquema de módulos de software usados en aplicaciones MEAN	76
FIGURA N° 2.40.	Conexión Websocket entre un cliente y un servidor	77
FIGURA N° 4.1.	Esquema general del sistema	88
FIGURA N° 4.2.	Bloques del nodo sensor ECG	90
FIGURA N° 4.3.	Etapas del bloque sensor	91
FIGURA N° 4.4.	Diagrama esquemático del circuito AD8232	91
FIGURA N° 4.5.	Tarjeta de adquisición	92
FIGURA N° 4.6.	Frecuencias de muestreo y filtros digitales	93
FIGURA N° 4.7.	Esquemático de polarización del microcontrolador	93
FIGURA N° 4.8.	Esquemático del bloque de comunicación	94
FIGURA N° 4.9.	Esquema del bloque de energía	95
FIGURA N° 4.10.	Esquemático del bloque de energía	95
FIGURA N° 4.11.	Tarjeta de procesamiento y transmisión	96
FIGURA N° 4.12.	Esquemático del bloque de energía	97
FIGURA N° 4.13.	Circuito impreso de la tarjeta ESP8266	97
FIGURA N° 4.14.	Tarjetas del nodo sensor ECG implementadas	98

FIGURA N° 4.15.	Nodo sensor ECG implementado	98
FIGURA N° 4.16.	Esquema básico de los procesos del nodo sensor ECG	99
FIGURA N° 4.17.	Ubicación del firmware en el PIC24 y ESP8266	100
FIGURA N° 4.18.	Flujo básico del microcontrolador PIC24.	101
FIGURA N° 4.19.	Procesos de inicialización	102
FIGURA N° 4.20.	Interrupción del timer1	103
FIGURA N° 4.21.	Diagrama de frecuencias de los filtros FIR	104
FIGURA N° 4.22.	Proceso de ejecución del filtro digital	104
FIGURA N° 4.23.	Proceso de transmisión con la función “normalMode” y el módulo Xbee	105
FIGURA N° 4.24.	Proceso de transmisión con la función “ContinueModeSocket”	106
FIGURA N° 4.25.	Diagrama de estados de la función “continuemodesocket”	107
FIGURA N° 4.26.	Flujo de procesos principales del ESP8266	108
FIGURA N° 4.27.	Diagrama de máquina de estados “FSMWIFI”	108
FIGURA N° 4.28.	Bloques del nodo sensor ESP12E	109
FIGURA N° 4.29.	Esquema del bloque de energía del ESP12E	110
FIGURA N° 4.30.	Esquemático del bloque de energía del ESP12E	111
FIGURA N° 4.31.	Diagrama esquemático de la etapa de conexión de sensores	112
FIGURA N° 4.32.	Esquemático de polarización del ESP12E	112
FIGURA N° 4.33.	Esquemático y diseño del circuito de la tarjeta XBee	113
FIGURA N° 4.34.	Tarjetas del nodo ESP12E	113
FIGURA N° 4.35.	Nodo sensor ESP12E implementado	114
FIGURA N° 4.36.	Diagrama de flujo principal del nodo ESP12E	115
FIGURA N° 4.37.	Diagrama de flujo del nodo de temperatura	117
FIGURA N° 4.38.	Diagrama de flujo del nodo de pulso XBee	118
FIGURA N° 4.39.	Diagrama de flujo del nodo de pulso Wi-Fi	119
FIGURA N° 4.40.	Tarjetas que integran el nodo Gateway GPRS	120
FIGURA N° 4.41.	Esquemático de la tarjeta de control y procesamiento	121

del Gateway GPRS

FIGURA N° 4.42.	Diseño del circuito impreso de la tarjeta de control y procesamiento del Gateway GPRS	121
FIGURA N° 4.43.	Esquemático y diseño del circuito de la tarjeta GPRS	122
FIGURA N° 4.44.	Tarjetas del nodo Gateway GPRS	123
FIGURA N° 4.45.	Nodo Gateway GPRS implementado	123
FIGURA N° 4.46.	Máquina de estados de comunicación GPRS	125
FIGURA N° 4.47.	Esquema del sistema de monitoreo Web	126
FIGURA N° 4.48.	Esquema de funciones del index.js	127
FIGURA N° 4.49.	Funciones de recepción usando POST	128
FIGURA N° 4.50.	Función de recepción usando WebSocket	129
FIGURA N° 4.51.	Página de inicio del servicio Heroku	130
FIGURA N° 4.52.	Estructura de archivos de la aplicación Web	130
FIGURA N° 4.53.	Publicación de la aplicación Web	131
FIGURA N° 4.54.	Aplicación publicada en Heroku	131
FIGURA N° 4.55.	Páginas Web de monitoreo	132
FIGURA N° 4.56.	Librería gráfica FLOT CHART	132
FIGURA N° 4.57.	Escenario de pruebas para experimentación	134
FIGURA N° 4.58.	Esquema de adquisición de datos de señales fisiológicas	136
FIGURA N° 4.59.	Esquema de medición de variables de corriente y tiempo de ejecución de procesos	137
FIGURA N° 4.60.	Nodo ZigBee con 100 bytes de transmisión de datos	138
FIGURA N° 4.61.	Nodo ZigBee con 300 bytes de transmisión de datos	139
FIGURA N° 4.62.	Nodo ZigBee con 500 bytes de transmisión de datos	139
FIGURA N° 4.63.	Nodo ZigBee con 800 bytes de transmisión de datos	140
FIGURA N° 4.64.	Nodo Wi-Fi con 100 bytes de transmisión de datos	140
FIGURA N° 4.65.	Nodo Wi-Fi con 300 bytes de transmisión de datos	141
FIGURA N° 4.66.	Nodo Wi-Fi con 500 bytes de transmisión de datos	141
FIGURA N° 4.67.	Nodo Wi-Fi con 800 bytes de transmisión de datos	141
FIGURA N° 4.68.	Corriente promedio de los nodos ZigBee.	142

FIGURA N° 4.69.	Corriente promedio de los nodos Wi-Fi.	142
FIGURA N° 5.1.	Esquema general de las pruebas realizadas	143
FIGURA N° 5.2.	Nodos sensores implementados	144
FIGURA N° 5.3.	Consumo de corriente del nodo ECG	147
FIGURA N° 5.4.	Consumo de corriente del nodo de temperatura	147
FIGURA N° 5.5.	Consumo de corriente del nodo de pulso	148
FIGURA N° 5.6.	Porcentaje de consumo de corriente con transmisión XBee	149
FIGURA N° 5.7.	porcentaje de consumo de corriente con transmisión Wi-Fi	149
FIGURA N° 5.8.	Tiempo de vida del nodo sensor ZigBee y Wi-Fi	150
FIGURA N° 5.9.	Esquema de pruebas de transmisión con el protocolo POST	151
FIGURA N° 5.10.	Transmisión de datos usando un cliente POST	151
FIGURA N° 5.11.	Esquema de pruebas de transmisión desde el nodo XBee con el protocolo POST	152
FIGURA N° 5.12.	Transmisión de datos del nodo GPRS hacia la aplicación Web	152
FIGURA N° 5.13.	ESQUEMA DE TRANSMISIÓN CON EL NODO WI-FI	153
FIGURA N° 5.14.	Transmisión de datos por Wi-Fi hacia la aplicación Web	153
FIGURA N° 5.15.	Señales de transmisión por WebSocket	154
FIGURA N° 6.1.	Promedio de consumo de corriente de los 3 nodos sensores	157

TABLAS DEL CONTENIDO

TABLA N° 2.1.	Señales bioeléctricas detectadas por electrodos	23
TABLA N° 2.2.	Modelos de amplificadores de instrumentación	31
TABLA N° 2.3.	Clasificación de filtros digitales	42
TABLA N° 2.4.	Estrategias para el diseño de filtros IIR	43
TABLA N° 2.5.	Técnicas para el diseño de filtros FIR	44
TABLA N° 2.6.	Comparación del módulo NodeMCU con Arduino	67
TABLA N° 3.1.	Operacionalización de las variables	83
TABLA N° 4.1.	Características de los módulos del PIC24	103
TABLA N° 5.1.	Ejemplos de frecuencias de adquisición de señales fisiológicas	145
TABLA N° 5.2.	Características de los módulos inalámbricos	145
TABLA N° 5.3.	Consumo de corriente en los módulos inalámbricos	146
TABLA N° 5.4.	Tiempo de cada proceso	146

RESUMEN

Las redes inalámbricas de sensores en la actualidad tienen múltiples aplicaciones en diversos campos, orientándose a brindar soluciones para la automatización industrial, aplicaciones militares, medicina en entornos rurales, domótica o en sistemas de localización en interiores, donde se encargan de adquirir, recolectar y centralizar información de forma automática y en lugares de difícil acceso. Además se caracterizan por ser de tamaño reducido, con comunicación inalámbrica, de bajo costo y consumo de energía reducido.

En el área de la telemedicina, las redes de sensores pueden ayudar a brindar soluciones tecnológicas para facilitar el acceso al monitoreo de parámetros fisiológicos de las personas, permitiendo su visualización remota por usuarios interesados o por el personal médico. En el Perú cada día más personas necesitan acceso a los sistemas de atención médica, pero las demoras en la atención médica, costos y dificultades de acceso a los centros de salud no permiten un monitoreo remoto y continuo de los pacientes.

El uso de tecnologías de comunicación inalámbrica en redes de sensores, para transmisión de señales fisiológicas, asume un papel fundamental en aplicaciones relacionadas al cuidado de la salud. Es por esto que se plantea una alternativa de solución al monitoreo remoto de pacientes mediante la implementación de nodos inalámbricos de sensores para la adquisición de señales electrocardiográficas, temperatura y de pulso, y su envío a una aplicación Web en Internet.

Los nodos sensores con interfaces de comunicación inalámbrica Wi-Fi y ZigBee permiten realizar pruebas del consumo de energía en la etapa de transmisión de señales fisiológicas y así realizar evaluaciones de las tecnologías de comunicación para optimizar el consumo de energía.

ABSTRACT

Wireless sensor networks currently have multiple applications in various fields, and are oriented to provide solutions for industrial automation, military applications, Medicine in rural environments, home automation or in indoor location systems, where they are responsible for acquiring, collecting and centralizing information automatically in places difficult to access. In addition they are characterized by being small in size, with wireless communication, low cost and reduced power consumption.

In the area of telemedicine, sensor networks can help provide technological solutions to facilitate access to the monitoring of physiological parameters of people, allowing their remote viewing by interested users or medical personnel. In Peru more and more people need access to health care systems, but delays in medical care, costs and difficulties in accessing health centers do not allow remote and continuous monitoring of patients.

The use of wireless communication technologies in sensor networks, for the transmission of physiological signals, plays a fundamental role in health care applications. This is why an alternative solution is proposed to the remote monitoring of patients through the implementation of wireless sensor nodes for the acquisition of electrocardiographic, temperature and pulse signals and their transmission to a Web application on the Internet.

The sensor nodes with Wi-Fi and ZigBee wireless communication interfaces enable energy consumption tests to be performed at the physiological signal transmission stage and thus perform evaluations of communication technologies to optimize energy consumption.

I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Determinación del problema

Cuando se realiza la monitorización de los parámetros fisiológicos en los centros médicos de la ciudad de Lima se requiere de un esfuerzo por parte de todos los actores implicados para lo cual es necesario que el usuario se desplace hasta un centro médico, modificando su actividad cotidiana y esto se complica cuando las personas viven lejos de los centros hospitalarios. Esta situación se agrava cuando las pruebas o exámenes a realizar no se reducen a unos minutos de monitorización, sino que se deben recopilar datos a lo largo de una noche o durante varios días con el fin de obtener la suficiente información para llevar a cabo un diagnóstico fiable. Estos casos suelen requerir la hospitalización del paciente, lo que implica molestia en el paciente y la saturación de pacientes en los centros hospitalarios.

La monitorización del paciente por lo general consiste en varios sensores conectados al cuerpo, así como una unidad de procesamiento a través de una multitud de cables que reducen el nivel de comodidad tienen un impacto negativo y dificultando las actividades diarias.

Una tecnología que está llamada a desempeñar un papel clave en el campo de la monitorización remota, son las redes de sensores orientadas al área corporal conocidas como las BAN (Redes de área corporal) [4]. Las BAN son redes inalámbricas de sensores que permiten apoyar a una amplia variedad de aplicaciones médicas. Su uso permite una supervisión continua, contribuyendo a la prevención de enfermedades y que mejora la autonomía del paciente con respecto a otros sistemas actuales de monitorización [6].

Esta situación actual nos lleva a considerar el diseño e implementación de un sistema de monitoreo inalámbrico usando nodos sensores de bajo consumo de energía. El desarrollo de esta propuesta de solución permitirá tener recomendaciones de diseño, desarrollo y construcción de un sistema de monitoreo de parámetros fisiológicos donde se evalúa el consumo de energía de los módulos

de comunicación inalámbrica. De esta manera se obtienen resultados que pueden permitir relacionar el periodo de envío de datos, consumo de corriente y tamaño de datos enviados con el tiempo de vida del nodo sensor y definir las condiciones de funcionamiento y tecnologías inalámbricas que permitan optimizar el consumo de energía cuando se envían datos hacia aplicaciones de monitoreo en Internet.

1.2 Formulación del Problema

a) Problema general

¿En qué medida la falta de la red inalámbrica de sensores impide el monitoreo remoto de variables fisiológicas temporales en pacientes ambulatorios en los ambientes de laboratorios del INICTEL-UNI en San Borja?

La pregunta de investigación busca la relación de las dos siguientes variables: 1) red inalámbrica de sensores y 2) monitoreo remoto de variables fisiológicas en los ambientes de laboratorios del INICTEL-UNI en San Borja.

b) Problemas específicos

Problema específico 1. ¿Cuál es la arquitectura y diseño adecuado de una red inalámbrica de sensores que permita la transmisión y monitoreo remoto de variables fisiológicas?

Problema específico 2. ¿Cuáles son las tecnologías de comunicación inalámbrica adecuadas para realizar el monitoreo remoto de variables fisiológicas?

Problema específico 3. ¿Es posible desarrollar nodos inalámbricos de sensores con bajo consumo de energía para el monitoreo remoto de variables fisiológicas?

1.3 Objetivos de la investigación

a) Objetivo general

Implementar un sistema prototipo de una red inalámbrica de sensores para el monitoreo remoto de variables fisiológicas temporales en pacientes ambulatorios en los ambientes de laboratorios del INICTEL-UNI en San Borja.

b) Objetivos específicos

- Proponer una arquitectura adecuada para el diseño e implementación de una red inalámbricas de sensores que permita la transmisión y monitoreo remoto de señales fisiológicas
- Evaluar las tecnologías de comunicación inalámbrica que permita realizar el monitoreo remoto de variables fisiológicas.
- Desarrollar nodos sensores inalámbricos con bajo consumo de energía para el monitoreo remoto de variables fisiológicas.

1.4 Justificación de la Investigación

a) Teórica. En este trabajo se brindará consideraciones para el diseño e implementación de nodos sensores de bajo consumo de energía analizando los resultados del comportamiento energético y comunicaciones durante las pruebas y de esta forma optimizar su funcionamiento para la transmisión de señales fisiológicas permitiéndonos tener un mayor conocimiento acerca de las ventajas de estas tecnologías.

b) Tecnológica. Es necesario validar el uso de nodos sensores con bajo consumo de energía evaluando las tecnologías de transmisión inalámbrica más adecuadas que permitan desarrollar un sistema de monitoreo remoto para variables fisiológicas. Actualmente, con el aumento de la cobertura de radio logrado por módulos de comunicación inalámbrica de bajo consumo (ZigBee, Bluetooth, WiFi) se pueden desarrollar dispositivos embebidos de tamaño reducido para adquirir datos y centralizarlos permitiendo que esta información sea accesible en cualquier momento del día de forma remota.

c) Social. El desarrollo e implementación del sistema de monitoreo brinda una solución para obtener y transmitir información de parámetros fisiológicos de forma remota, lo cual es muy importante ya que genera un impacto social favorable el cuidado de la salud en nuestro país permitiendo aumentar las posibilidades de éxito en la prevención y el adecuado diagnóstico de enfermedades de los pacientes de tanto dentro como fuera de los centros

hospitalarios. Además mediante la automatización en el envío de datos, el personal médico pueda tomar acciones preventivas, proactivas y mejorar el diagnóstico.

d) Práctica. El desarrollo de la solución permitirá utilizar una red de sensores inalámbricos de bajo consumo, la cual puede ampliar y mejorar sus características para ser usada en otras áreas de aplicación como en salud, monitoreo de personas en industrias, minas, control de procesos, zonas de desastres naturales etc; por lo tanto el proyecto puede cambiar para otros tipos de objetivos cambiando los sensores utilizados en la adquisición de datos.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes del estudio

En la revisión de investigaciones relacionadas al desarrollo e implementación de sistemas de monitoreo remoto utilizando redes de sensores orientados a la evaluación de tecnologías de transmisión de señales fisiológicas en el Perú, se evidenció que existen escasas investigaciones relacionadas a este tema, motivo por el cual se fundamenta la importancia de realizar este estudio. A continuación se describirá una serie de investigaciones nacionales e internacionales, las cuales servirán como base científica para la presente investigación.

a) Estudio para la Adaptación de una Red Inalámbrica ZigBee a un Sistema de Monitoreo de Electrocardiografía. En este trabajo de tesis desarrollado por los autores Eduardo Barbecho y Galo Guzmán, presentada a la Facultad de Ciencia y Tecnología de la Escuela de Ingeniería Eléctrica [3] se desarrolla una solución para el área de telemedicina, donde se diseña e implementa una central de monitoreo remota de señales ECG a utilizarse en los centros hospitalarios.

La solución propone usar una red inalámbrica de área personal con la tecnología de comunicación ZigBee mediante el módulo de transmisión MRF24j40 y el microcontrolador dsPIC30F3014, ambos pertenecientes a la marca Microchip. Los módulos transmitirán de la señal ECG digitalizada a la red ZigBee, mientras que para la gestión de la información se usa el sistema SCADA desarrollado con el software LabView

Sus resultados muestran que la tecnología ZigBee es adecuada para los requerimientos del proyecto debido a que la tasa de transmisión de bit de 256 kbps permite realizar la transmisión de la señal ECG.

En la etapa del consumo energético, la adaptación de este sistema con un equipo electrocardiográficos, no afecta el tiempo de vida de las baterías debido a que la corriente eléctrica necesaria para la transmisión es mucho menor al del propio equipo.

El uso del microcontrolador Microchip, para la construcción del sistema embebido, fue la elección adecuada debido a que consume poca corriente y porque tiene módulos de lectura de señales analógicas, comunicación SPI (para el módulo ZigBee) y el módulo de comunicación UART (Serial).

Como observaciones se menciona que es recomendable su uso en equipos electrocardiográficos que no cuentan con una conexión de red WiFi o Ethernet. En el caso de la comunicación ZigBee, a pesar que ha sido comprobada su validez en esta tesis, se recomienda realizar un estudio comparativo con otras tecnologías que puedan estar surgiendo y quizás tengan mejores prestaciones.

b) Redes de sensores inalámbricas aplicado a la medicina. Esther Elena Carbajal, presenta el trabajo de tesis de Maestría a la Escuela Superior de Ingenieros Industriales y de Telecomunicación de la Universidad de Cantabria [4]. En este trabajo se realiza un estudio de las redes de sensores inalámbricas y su aplicación al área de la medicina, para lo cual se tratan temas como las áreas de aplicación, escalabilidad, topología, restricciones y consumo de energía de los nodos de sensores.

La propuesta del sistema consiste en un sistema embebido utilizando la plataforma Arduino, la cual tiene conectada sensores de temperatura y frecuencia cardiaca, y además utiliza como medio de transmisión inalámbrico un módulo Xbee. Los datos adquiridos por los sensores se muestran en una pantalla LCD y se envían hacia una aplicación de computadora para su visualización. Con este trabajo se dan a conocer los componentes más importantes que integran las redes de sensores inalámbricas y sus aplicaciones en otras áreas de investigación.

Los requisitos para la implementación del sistema se dividen en las categorías de redes de sensores, seguridad de información y la relación entre el médico y paciente. El sistema se basa en una arquitectura que permite monitorear a los pacientes con la enfermedad de Parkinson en casa. El acceso a los datos se realiza mediante una aplicación Web que brinda acceso a los datos al sensor y un software de videoconferencia.

Como resultados de la tesis se muestra que el sistema puede recolectar eficientemente datos de pacientes y evaluar la gravedad de los síntomas. Además el módulo de monitoreo resulto ser portátil y con servicios de comunicación remota. Finalmente se menciona un estudio sobre el funcionamiento de las redes inalámbricas de sensores y las diferentes aplicaciones que se pueden realizar con ellas.

c) Diseño e implementación de una red inalámbrica de sensores aplicados a la instrumentación biomédica-RIB. Este trabajo de Tesis de Maestría fue presentado por Carlos Andrés Cifuentes en la Universidad Nacional de Entre Ríos [7]. En la tesis se describe el desarrollo de una red ZigBee utilizando nodos con sensores biomédicos los cuales transmiten la información adquirida y procesada, orientados para usarse en centros médicos para el monitoreo continuo de personas en su vida diaria. Por los motivos previamente descritos, estos deben ser de bajo consumo de energía y de pequeñas dimensiones.

La solución tiene como primera etapa el desarrollo del nodo sensor y su integración en una red inalámbrica, utilizando el módulo de comunicaciones ZigBee MC13213. La siguiente etapa es dedicada a la evaluación del sistema para definir las especificaciones de diseño de cada nodo y las tecnologías de comunicación para lo cual se desarrolla un programa para el microcontrolador y comunicación con protocolos ZigBee. De esta manera se pueden realizar experimentos de evaluación de la calidad de transmisión continua de señales biomédicas de pacientes. Como paso final se realiza la integración de sensores de aceleración con el nodo para detectar el movimiento en las articulaciones de rodilla y cadera.

Esta tesis muestra resultados relacionados a la cantidad de paquetes perdidos y el nivel de calidad del enlace concluyendo que la comunicación con el estándar 802.15.4 no tiene problemas de interferencia cuando funciona en áreas con cobertura de redes celular u otras redes inalámbricas.

En el caso de la transmisión continua de datos se demostró que existe una pérdida de paquetes cuando su tamaño disminuye, lo cual se debe a las limitaciones del

manejo de interrupciones del sistema embebido por lo que se recomienda usar paquetes de datos más grandes para reducir el número de interrupciones.

d) Redes de área Corporal en el cuidado de la Salud. El trabajo de Tesis de Maestría fue presentado por Alvarado León a la Universidad Nacional Autónoma de México [8]. El objetivo de la tesis es dar a conocer las aplicaciones de las redes de sensores de área corporal utilizadas para recopilar, procesar y transmitir información de variables biomédicas. Se describen los elementos de las redes inalámbricas de sensores y sus aplicaciones para la recopilación, procesamiento, comunicación y análisis de la información.

Se presenta inicialmente los elementos que forman parte de las redes inalámbricas de sensores, modos de funcionamiento y cuadros comparativos con otros tipos de redes, considerando su tamaño y el uso de energía. Además se da importancia al estudio y revisión de los modelos de canal de las redes de área corporal (BAN).

Como conclusiones de la Tesis se tiene que el uso de las redes inalámbricas, para transmisión de señales fisiológicas, está abriendo la posibilidad de desarrollar y mejorar los dispositivos de adquisición de señales corporales. Además se considera la importancia de evaluar los diferentes escenarios en los cuales se despliegan las redes de áreas corporales por la forma en la que se realiza la propagación de las ondas electromagnéticas. Finalmente se menciona que es importante seguir desarrollando soluciones con las redes de área corporal a pesar que esta tecnología aún este en su fase inicial.

e) Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño. Este trabajo de Tesis Doctoral fue presentado por Daniel Sánchez Morillo a la Universidad de Cádiz [16]. El objetivo de esta Tesis Doctoral proponer y analizar la implementación de una solución basada en un sistema portátil para análisis y caracterización de señales biomédicas. El objetivo es reducir el número de sensores para conseguir el diagnóstico de los trastornos del sueño. El trabajo se enfoca en usar un sensor de aceleración colocado a la altura de la tráquea, para validar el sistema.

Se desarrolló un sistema de hardware prototipo para guardar los datos entregados por un sensor de aceleración con el objetivo que sea de bajo costo y mejore la calidad de vida de los pacientes. La señal se almacena en una memoria SD para luego ser procesada por los investigadores y además dispone de un módulo de comunicación Bluetooth.

Se concluye en esta Tesis que el sistema desarrollado proporciona una alternativa simple a las tecnologías de monitoreo local. Además brinda información de muchas variables cardiorrespiratorias que aparecen durante el sueño.

f) Acondicionamiento de señales bioeléctricas. Lorena Alvarez Osorio presenta el trabajo de tesis al programa de Ingeniería de la Universidad Tecnológica de Pereira [18]. El objetivo de la tesis es estudiar y clasificar las técnicas y/o métodos de acondicionamiento y adquisición de señales bioeléctricas, mediante la implementación de filtros digitales, amplificación de señales, técnicas de aislamiento y construcción circuitos electrónicos.

Se describe las técnicas de adquisición de señales bioeléctricas como EMG, ECG y EEG, su origen y sus características principales y como realizar la adquisición de estas señales usando un amplificador operacional.

Se concluye en este trabajo que los circuitos de acondicionamiento análogos construidos para amplificar, filtrar y aislar las señales ECG, EMG y EEG fueron los adecuados. Esto se debe a que el ruido y la interferencia fueron eliminados en gran medida logrando obtener señales de mejor calidad que pueden ser analizadas y tratadas posteriormente.

g) Análisis de esquemas de filtrado para señales electrocardiográfica (ECG). Leydy Laura Álvarez Escobar presenta este trabajo de tesis a la Facultad de Tecnologías de la Universidad Tecnológica de Pereira [23], el cual consiste en realizar la caracterización de la señal electrocardiográfica (ECG) para entender el origen, métodos de adquisición y los componentes de la señal que representan las etapas del ciclo cardiaco, describiendo y simulando los tipos de ruido y/o perturbaciones que pueden afectar a la señal ECG. Además se diseña e

implementa un filtro pasa-banda con un filtro pasa-baja (LP) y un filtro pasa-alta (HP) para eliminar las perturbaciones de la señal ECG.

En la tesis se concluye que según el rango de frecuencias de la señal ECG para monitoreo 0.05Hz - 100Hz y 0.025Hz - 50Hz, se determina que el filtro pasa-banda era la mejor opción para eliminar el ruido que se presenta en estas señales. Además se concluyó que el filtro pasa-banda de orden 6 (0.05Hz-100Hz) fue con el que se obtuvo mejores resultados de filtrado.

h) Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. En este trabajo de tesis desarrollado por el autor Irving Aaron Cifuentes González, presentada a la Facultad de Ingeniería en Computación de la Universidad de Yucatán [24] se desarrolla un sistema electrónico para el monitoreo de las acciones producidas por la actividad muscular con la finalidad que esta solución pueda ser aplicada al área de desarrollo de prótesis inteligentes.

En la tesis se muestra el diseño y construcción de un sistema que adapta, adquiere, filtra y procesa las señales mioeléctricas de los músculos para realizar la ejecución de tareas, por parte del operador, sin contacto directo con un equipo mecatrónico, equipo remoto, de simulación o animación en 3D. Como conclusión de esta tesis se tiene que el sistema electrónico podría extender su aplicación a otros usos como exoesqueletos robóticos, sistemas operados a distancia, prótesis para personas con discapacidad u otros sistemas.

2.2 Marco conceptual

2.2.1 Fundamento ontológico.

Con el desarrollo de este trabajo se brindará recomendaciones y consideraciones para el diseño e implementación de nodos sensores de bajo consumo de energía analizando los resultados del consumo de corriente eléctrica y las limitaciones en la transmisión de datos con diferentes tecnologías inalámbricas y de esta forma mejorar su funcionamiento para la transmisión de señales fisiológicas contribuyendo a que otros investigadores tengan un mayor conocimiento acerca

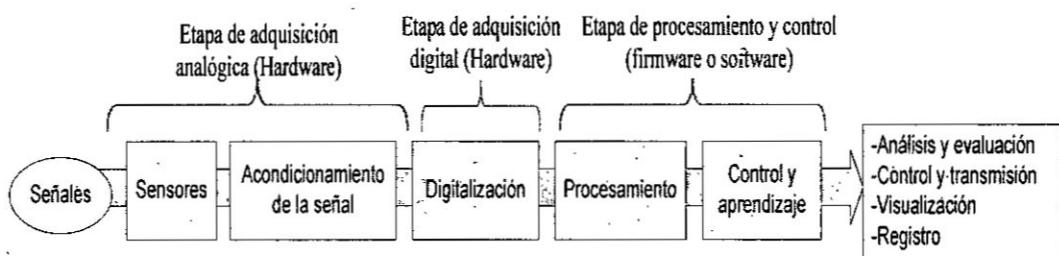
de las ventajas de este tipo de soluciones y de sus posibles aplicaciones en diferentes áreas de estudio.

El desarrollo e implementación del sistema de monitoreo también brinda una solución para obtener y transmitir información de parámetros fisiológicos de forma remota, lo cual es importante ya que tiene un aporte social favorable el cuidado de la salud y permite monitorear a personas tanto dentro como fuera de los centros hospitalarios. Para realizar el tratamiento de la señales es necesario conocer sus características, la forma de acondicionarlas y procesarlas como se describe en las siguientes secciones.

a) **Adquisición y procesamiento.** Para poder transmitir señales fisiológicas se deben seguir un conjunto de etapas que dependen de los tipos de señales a adquirir, limitaciones de hardware, energía, acondicionamiento, tipo de procesamiento y digitalización de las señales que tienen como objetivo realizar algún tipo de control, visualización o transmisión de información. En la Figura N° 2.1 se muestra un esquema de las etapas que se encargan de la adquisición de las señales hasta tener un resultado que pueda ser usado por un sistema o usuario.

Figura N° 2.1

DIAGRAMA DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS



Fuente: Elaboración Propia

En los siguientes apartados se revisarán los temas de acondicionamiento de la señal, pasando por el acondicionamiento analógico y finalmente la etapa de digitalización y procesamiento de las señales, las cuales son de interés principal en la presente tesis.

b) Señales fisiológicas. Son señales que permiten realizar análisis clínicos para diagnóstico e investigación médica que utilizan información adquirida del sistema biológico de estudio. Entre los tipos de variables fisiológicas tenemos: Imágenes en 2D y 3D, y señales unidimensionales (presión, ECG, temperatura, etc). Solo las señales unidimensionales son actualmente útiles para un seguimiento en tiempo real del paciente debido a que no es viable realizar una adquisición continua de imágenes por su excesivo coste en implementación y limitaciones de potencia de cálculo en sistemas embebidos con pocos recursos [17]. El procesamiento de este tipo de señales tiene características especiales y se requieren técnicas no invasivas para cada caso particular variando según el origen de la señal [16].

Las señales fisiológicas o biomédicas pueden clasificarse de muchas formas, siendo usualmente de la siguiente manera:

- **Según las propiedades de la señal.** Esta clasificación se refiere a cuando no interesa el origen de la señal o del sistema que proviene, sino las características que la describen y servirán como propiedades para utilizar un sistema de procesamiento.
- **Tipo fuente.** Esta clasificación es según la fuente o naturaleza de las señales. Estas señales pueden registrarse de forma temporal o espacial y pueden ser del tipo eléctrica, química o mecánica siendo posible medirlas y analizarlas con los sensores adecuados para cada caso [29]. Entre los tipos de señales biomédicas tenemos:
 - Señales Bioacústicas (flujo de sangre, latido del corazón)
 - Señales Biomagnéticas (corazón, pulmones, cerebro)
 - Señales Biomecánicas (locomoción, desplazamiento, flujo, presión)
 - Señales Bioquímicas (análisis en laboratorio)
 - Señales Bio-ópticas (fluorescencia del líquido amniótico del feto)
 - Señales Bioeléctricas (diferencia de potencial medible con electrodos)

- **La aplicación biomédica.** Se define por el tipo de aplicación y según los propósitos para los que se use (por ejemplo monitoreo o diagnóstico).

Los sensores biomédicos sirven como una interfaz entre los sistemas biológicos y electrónicos, de tal forma que no afecten negativamente a ninguno de estos sistemas. Se describen a continuación algunos de los tipos de sensores que se usan usualmente en aplicaciones biomédicas.

- **Sensores físicos.** Entre estos tipos de sensores tenemos: acelerómetro, termómetro, medidor de flujo, sensor ultrasónico y sensor de presión.
- **Sensores químicos.** Los sensores miden las cantidades químicas segregadas por el cuerpo humano e identifican su presencia y concentración permitiendo monitorizar la presencia de estos compuestos con fines de diagnóstico o de rehabilitación. Entre estos tipos más comunes tenemos los fotométricos, electroquímicos y químico-gasosos.
- **Electrodos para biopotenciales.** Estos sensores sirven para medir la actividad eléctrica la cual puede estar asociada a diferentes fuentes como por ejemplo campos eléctricos o corriente variables relacionados a cambios biológicos o químicos variantes en el tiempo.

Tabla N° 2.1

SEÑALES BIOELÉCTRICAS DETECTADAS POR ELECTRODOS

Señal bioeléctrica	Abreviatura	Origen
Electrocardiograma	ECG	Corazón-superficie del cuerpo
Electrograma cardiaco	-	Corazón- dentro del cuerpo
Electromiograma	EMG	Músculo
Electroencefalograma	EEG	Cerebro
Electroptigrama	EOG	Campo dipolar del ojo
Electroretinograma	ERG	Retina del ojo
Electrogastrograma	EKG	Estomago
Reflejo galvánico en la piel	GSR	Piel

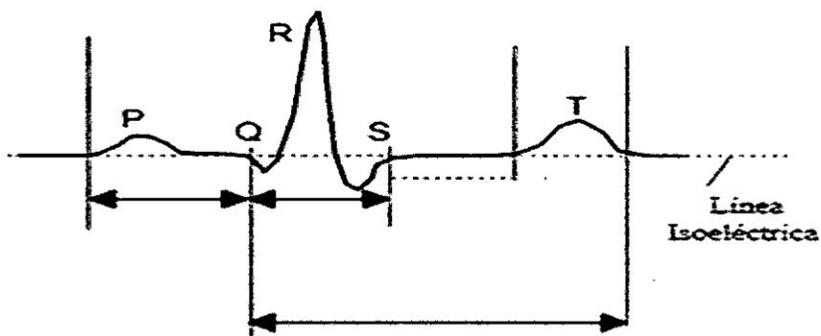
Fuente: Ramírez C. Hernández M. [29]

c) **Señales Bioeléctricas.** Este grupo de señales se encuentran entre las más importantes debido a la facilidad de medición y que se propagan por el cuerpo por lo cual para medirlas no es necesario un método invasivo [18]. Las señales bioeléctricas son propias de sistemas biológicos, su origen es el potencial transmembrana que ante ciertas condiciones genera una diferencia de potencial, la cual puede ser medida con micro electrodos para obtener la señal biomédica. Entre los tipos más comunes de registro de señales bioeléctricas tenemos:

- **Electrocardiograma ECG.** Aplicando el procesamiento de bioseñales a un campo en específico, como el cardiovascular tenemos los electrocardiogramas, que son un registro de la actividad eléctrica del corazón medida entre dos puntos de la superficie corporal, permitiendo detectar anomalías en el corazón [19]. El rango de frecuencias va desde los 0.001Hz hasta los 150Hz y su amplitud más usual es de 1 milivoltio.

Figura N° 2.2

ELECTROCARDIOGRAMA ECG



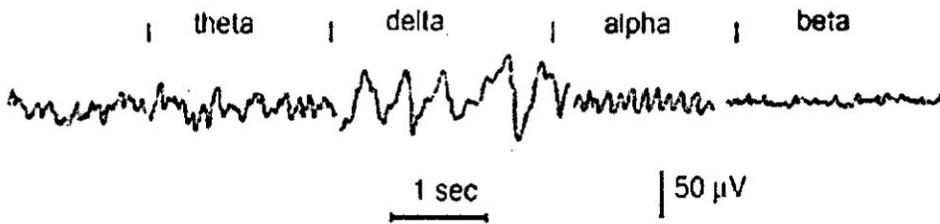
Fuente: Navarro R. [19]

- **Electroencefalograma EEG.** Son los potenciales eléctricos generados por el cerebro y obtenidos usando electrodos colocados sobre el cuero cabelludo. Se caracterizan porque sus amplitudes son muy pequeñas y difíciles de interpretar ya que representan la actividad comprendida de billones de neuronas transmitidas por las membranas del cerebro, fluidos y el cuero cabelludo. Son señales con frecuencias que varían entre 4 a 20Hz

con una amplitud mínima de 5 μ V. Entre los tipos de señales que se pueden identificar tenemos: Alpha (persona en estado de relajación), Beta (persona pensando o respondiendo a algún estímulo) y Theta (persona dormida).

Figura N° 2.3

ELECTROENCEFALOGRAMA EEG



Fuente: Navarro R. [19]

- **Electromiograma EMG.** Es la actividad eléctrica generada por los músculos del cuerpo. Estas señales son usadas en aplicaciones clínicas y biomédica como una herramienta para detectar y clasificar enfermedades neuromusculares motoras. También se utilizan para el desarrollo de prótesis de manos para extremidades. La amplitud y rango de frecuencia de estas señales es mayor que las ECG y EEG, siendo su rango de frecuencia desde los 100 a 10kHz, por lo tanto los problemas de acondicionamiento son menos severos.

Figura N° 2.4

ELECTROMIOGRAMA EMG



Fuente: Navarro R. [19]

d) Etapas del acondicionamiento de la señal. El acondicionamiento de señal permite medir las bioseñales las cuales son usualmente son de muy pequeña amplitud o voltaje, contienen ruido y pueden mezclarse con otras señales biológicas las cuales deben eliminarse y adaptarse durante el procedimiento de adquisición de los datos con el objetivo de mantener la información de la bioseñal original [16]. Las señales son detectadas utilizando un sensor, el cual convierte la magnitud física en una señal del tipo eléctrico, siendo importante que estos sensores no afecten las propiedades y características de la señal.

Luego de adquirir la señal con el sensor, se debe aislar las interferencias externas y amplificar la amplitud. Usualmente se utilizan amplificadores operacionales y filtros analógicos para eliminar el ruido. El uso de amplificadores y filtros también es necesario debido a que se el hardware utilizado para adquirir estas señales tiene restricciones y condiciones para procesarlas. Las señales son digitalizadas usando un conversor Analógico-Digital (ADC), el cual convierte los niveles de tensión en una representación numérica discreta la cual puede ser tratada en un equipo computacional o sistema embebido.

Las señales fisiológicas son a menudo muy pequeñas en magnitud por lo cual los amplificadores alcanzan el nivel de la señal de entrada que ingresa al conversor analógico-digital, aumentando la resolución y la sensibilidad de la medida.

Muchos transductores producen señales de salida de milivoltios o de microvoltios y su amplificación también la realiza sobre ruido de las conexiones de la señal. Cuando la señal es pequeña, incluso un pequeño ruido puede perturbarla llevando datos erróneos. Un método simple para reducir el de relación señal/ruido es amplificar la señal tan cerca a la fuente como sea posible.

Cualquier sistema de acondicionamiento de señales bioeléctricas debe tener los bloques principales que se muestran en la Figura N° 2.5. El diagrama muestra que el proceso inicia con los sensores de bioseñales, los cuales generan magnitudes eléctricas, luego sigue el preamplificador con muy alta impedancia de entrada y finalmente un amplificador de aislamiento para evitar la conexión directa entre el paciente y el sistema de adquisición.

Figura N° 2.5

BLOQUES GENERALES DE UN SISTEMA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS



Fuente: Elaboración Propia

Como bloques finales se dispone de filtros analógicos según el rango de frecuencias que se necesiten de la señal. En algunos casos se agrega una etapa final de amplificación incluida en el de filtrado analógico.

d.1) Etapa de Preamplificador. En esta etapa se usa básicamente amplificadores operacionales. Este dispositivo es un circuito integrado de estado sólido que utiliza realimentación externa para controlar sus funciones. Un amplificador lineal tiene un puerto de entrada y un puerto de salida, donde V_o es la señal de salida y V_i la entrada. La señal de entrada es multiplicada por un factor de ganancia o de amplificación A . Esta relación entre entrada y salida es la siguiente:
 $V_o = V_i * A$.

Entre sus propiedades más importantes tenemos:

- **Linealidad:** La no linealidad es la desviación de una línea recta en la gráfica de salida versus la entrada
- **Ganancia en Lazo abierto:** La ganancia en lazo abierto se define como la razón de cambio del voltaje de salida al voltaje de error entre las entradas. A bajas frecuencias la Ganancia en Lazo Abierto es constante y a frecuencias altas (mayores a 100MHz) se reduce a una tasa de 6db/octava.
- **Ganancia en Lazo Cerrado:** Esta es la ganancia del circuito con realimentación y está limitada por el ancho de banda. Los parámetros de linealidad, estabilidad de ganancia, impedancia de salida y exactitud de ganancia son factores mejorados por la realimentación

- **Factor de rechazo en Modo Común:** Un amplificador operacional real solo responde a la diferencia de voltaje entre las entradas y no produce ninguna salida para un voltaje en modo común, esto es cuando las entradas están al mismo potencial. El CMRR es la razón de amplificación de voltaje diferencial con la amplificación en modo común la cual es idealmente es infinito.

La mayoría de los amplificadores operacionales son de voltaje. El amplificador operacional es básicamente del tipo diferencial, el cual tiene dos puertos de entrada, uno positivo y uno negativo, y amplifica un voltaje diferencial de entrada, en el puerto de entrada para generar un voltaje V_o .

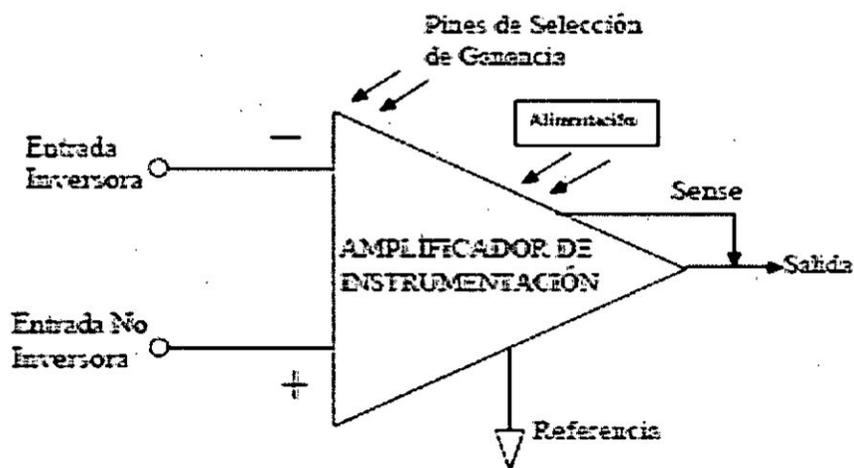
En este bloque es necesario que el dispositivo tenga una alta ganancia y considerar el ruido que puede estar asociado a la señal. Una de las interferencias más comunes es la generada por la red eléctrica. El amplificador a utilizar deberá tener las siguientes características:

- Tener rechazo en modo común elevado
- Tener una amplificación en modo diferencial para atenuar las señales en modo común.
- Tener alta impedancia de entrada para evitar la interferencia de la red eléctrica

Todas las características mencionadas anteriormente describen a un dispositivo llamado "amplificador de instrumentación" el cual es utilizado para adquirir señales y realizar mediciones en áreas con mucho ruido donde la señal no se puede registrar simplemente y tiene una impedancia de salida muy alta. El diagrama del amplificador de instrumentación se muestra en la Figura N° 2.6, la cual consiste en un bloque con ganancia en lazo cerrado con entrada diferencial y salida con una referencia. Estos circuitos integrados tienen un rechazo en modo común muy alto el cual se incrementa proporcionalmente a la ganancia y tienen una alta impedancia de entrada [16].

Figura N° 2.6

MODELO BÁSICO DE UN AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN



Fuente: Navarro R. [19]

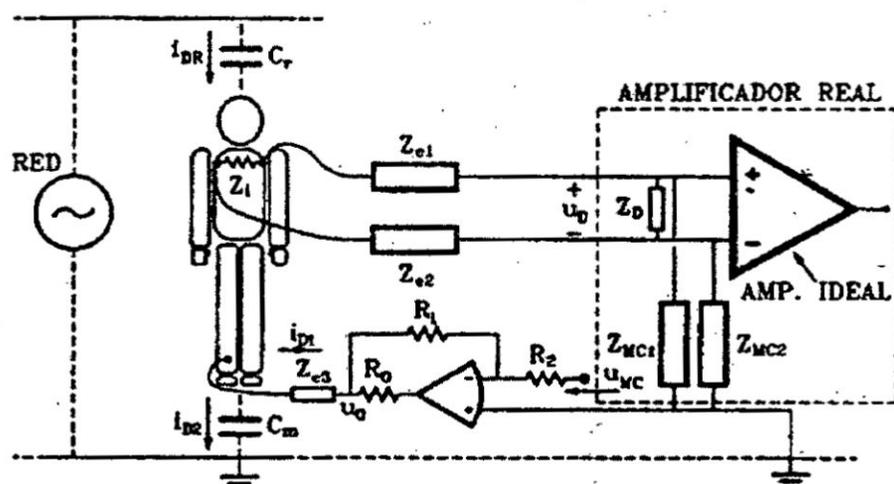
Ante las exigencias de medida que imponen los sensores, se necesitan amplificadores específicos llamados de instrumentación que deben cumplir unos requisitos generales:

- Ganancia: seleccionable, estable, lineal.
- Entrada diferencial: con CMRR alto.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset.
- Impedancia de entrada alta
- Impedancia de salida baja

Es necesario cerrar el camino de flujo de las corrientes de polarización de los transistores de la primera etapa debido a que los amplificadores de instrumentación necesitan un camino entre las entradas y la tierra. Para lograr esto se recomienda usar la realimentación activa la cual consiste en colocar el tercer electrodo a un potencial de referencia proporcional a la tensión de modo común del paciente y con signo contrario [16] como se muestra en la Figura N° 2.7.

Figura N° 2.7

EJEMPLO DE CONEXIÓN DE AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN CON REALIMENTACIÓN ACTIVA



Fuente: Texas Instruments, INA12x Precision [21]

Para el uso de los amplificadores utilizados para capturar señales bioeléctricas se debe tener las siguientes consideraciones:

- Se debe utilizar amplificadores de instrumentación (diferencial) los cuales cumplirán los siguientes ítems.
- El rechazo de modo común debe ser alrededor de 120 dB (decibelios)
- Al utilizar amplificadores de instrumentación es necesario usar la realimentación del tipo activa, para evitar riesgos cuando se conecte al paciente.
- La impedancia de entrada debe superar los 10^{10} Ohmios.

Actualmente en el mercado existen diferentes tipos de amplificadores de instrumentación para el acondicionamiento de señales bioeléctricas las cuales cumplen con las características necesarias para realizar las mediciones y se muestran en la Tabla N°2.2. A continuación describimos a los amplificadores de instrumentación más usados para aplicaciones biomédicas:

- **INA128/INA129.** Es un amplificador de instrumentación de baja potencia con alta precisión. El diseño de estos circuitos electrónicos es con 3 amplificadores operacionales y puede usarse para aplicaciones médicas y adquisición de datos de baja señal [21]. Tiene tipo de alimentación dual con voltajes que van desde tensiones positivas y negativas de 2.5 hasta 18 voltios. El esquema de este integrado se muestra en la Figura N° 2.8.

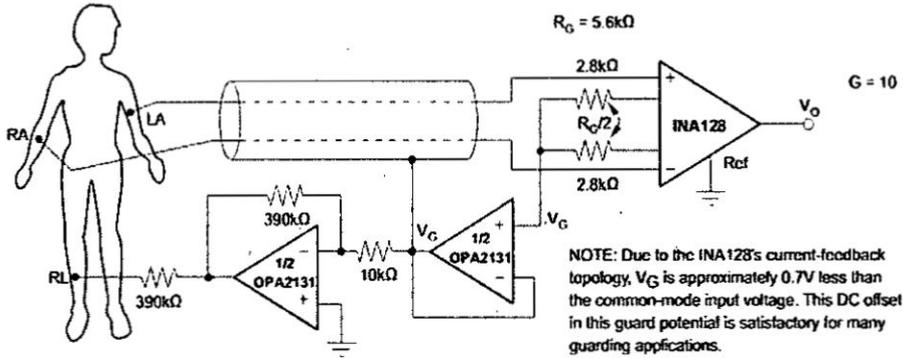
Tabla N° 2.2

MODELOS DE AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN

Referencia	Tipo de amplificador	Compañía	Especificaciones
INA326	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación simple; CMRR=110dB a G=100; 100uV máx. offset
INA128	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación dual; CMRR=120dB a G=100; 50uV máx. offset
INA121	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación dual; CMRR= 106dB a G=100; 200uV máx. offset
AD620	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación dual; CMRR= 90 dB a G=1 y CMRR=130dB con G=1000; 15uV máx. offset
AD621	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación dual; CMRR= 90 dB a G=1 y CMRR=130dB con G=1000; 15uV máx. offset; Resistencia interna de ganancia
OPA335	Operacional	Texas Instruments	Alimentación simple; 5uV máx. offset; 350uV máx. corriente de investigación.
OPA336	Operacional	Texas Instruments	Alimentación simple; 125uV máx. offset; 35uA máx. corriente de alimentación.
AD8232	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación simple; CMRR=80dB; 170uA máx. corriente de alimentación

Fuente: Álvarez O. [18]

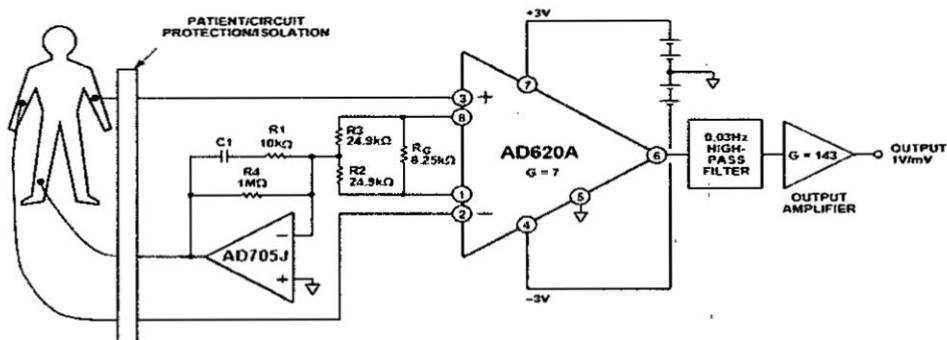
Figura N° 2.8
 AMPLIFICADOR ECG CON ACCIONAMIENTO DE LA PIERNA DERECHA
 CON INA128



Fuente: Texas Instruments - INA12x Precision [21]

- **AD620.** Es un circuito integrado del fabricante Analog Devices, el cual permite calibrar su ganancia mediante una resistencia externa logrando ganancias desde 1 a 10000. Se alimentan con niveles de tensión positivos y negativos desde 2 voltios hasta 18 voltios y con un consumo de corriente máximo de 1.3mA. Este circuito electrónico se usa en aplicaciones de biomédica con sistema de adquisición de datos de señales de muy bajo nivel de voltaje [20].

Figura N° 2.9
 CIRCUITO MONITOR ECG CON EL AD620

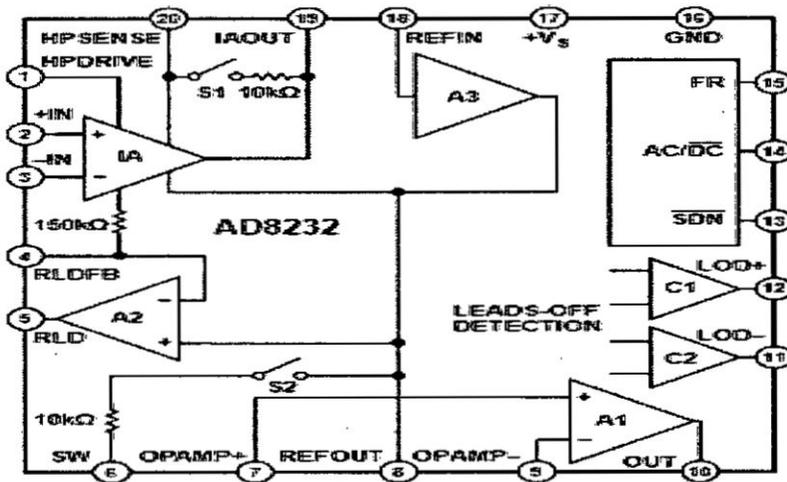


Fuente: Analog Devices-AD620 Datasheet [20]

- **AD8232.** El AD8232 es un amplificador de instrumentación orientado a la adquisición de señales ECG y otras aplicaciones de medición biopotenciales para su uso en equipos portátiles y monitoreo remoto de la salud [22]. Está diseñado para extraer, amplificar y filtrar pequeñas señales biopotenciales en presencia de condiciones ruidosas, como las creadas por el movimiento o la colocación remota de electrodos. Es un amplificador con consumo de corriente bajo de 170uA. Su voltaje de operación en positivo y su rango es de 2 a 3.5 voltios. Un esquema de este integrado se muestra en el Figura N° 2.10.

Figura N° 2.10

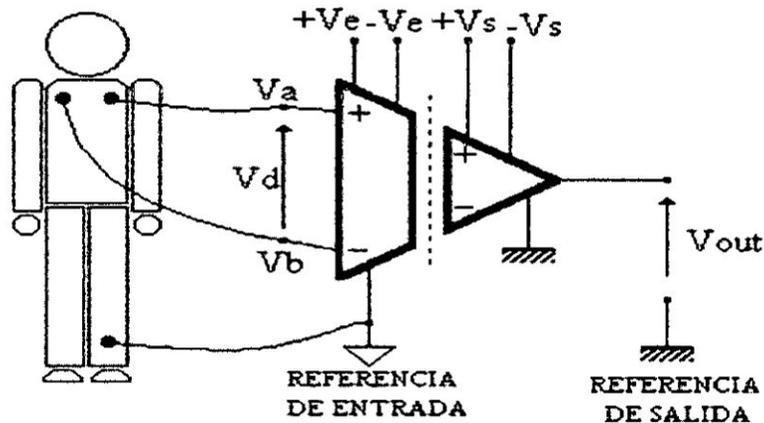
DIAGRAMA INTERNO DEL AD8232



Fuente: Analog Devices - AD8232 [21]

d.2) Etapa de Amplificador de aislamiento. Para realizar la medición de señales fisiológicas del tipo eléctricas es recomendable minimizar los riesgos al paciente utilizando una etapa aislamiento [19]. La etapa que acopla el bloque de la señal de entrada con el bloque de señal de salida puede ser óptica, magnética o capacitiva, además la fuente de alimentación debe aislarse de la etapa de salida. Un esquema del amplificador de aislamiento se puede observar en la Figura N° 2.11.

Figura N° 2.11
AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO



Fuente: Navarro R. [19]

Los amplificadores en la etapa de aislamiento evitan que los altos voltajes alcancen las entradas de las señales entregadas por los sensores. Entre los métodos de aislamiento más conocidos tenemos:

- **Acoplamiento óptico.** Se basa en el funcionamiento de componentes fotosensibles mediante la polarización de un led el cual emite luz proporcionalmente a la intensidad de corriente que se le aplique. Esta luz se transmite a un optoacoplador, que consiste en un fotodiodo, que envía la señal a la salida.
- **Amplificadores por transformador.** Se transfieren señales mediante un transformador sin ninguna conexión pero es necesario modular la señal de entrada.
- **Acoplamiento capacitivo.** Están compuestos por secciones de entrada y salida aisladas con condensadores iguales y mediante el uso de oscilador interno se modula la señal de entrada analógica en una señal digital. Luego que la señal pasa la barrera de aislamiento, se realiza la demodulación para generar la señal analógica.

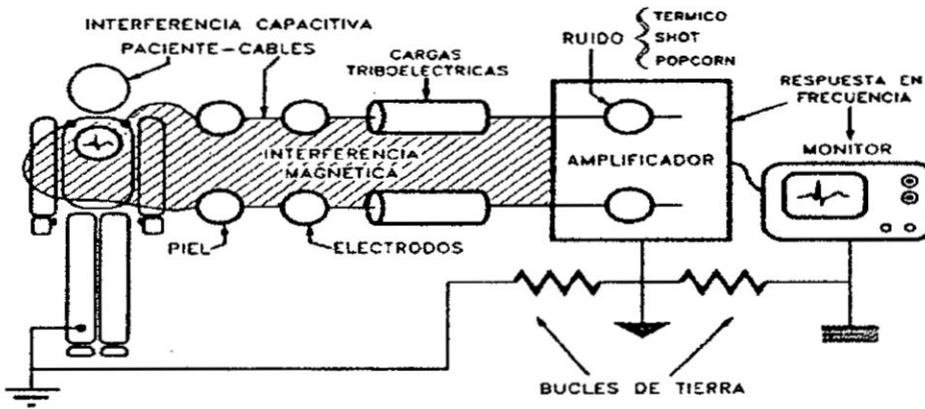
d.3) Etapa de Filtros analógicos. El principal problema al adquirir señales fisiológicas de del tipo bioeléctricas está orientado a reducir las interferencias que se encuentran mezcladas con las señales de interés. La respuesta ideal de los amplificadores es degradada debido a señales que se superponen al voltaje diferencial a medir, en las entradas inversora y no inversora, se transmiten a través del amplificador hasta la salida. Estas señales, denominadas ruido o interferencia, se clasifican dependiendo de su naturaleza y características de amplitud y ancho de banda [19]. A continuación se mencionan las características de las interferencias y el ruido intrínseco

- **Interferencias.** Son las fuentes externas al circuito electrónico que distorsionan la señal original tenemos:
 - Frecuencia de alimentación de 60 Hz y para evitarla se usa apantallamiento y uso de lazos de tierra.
 - Movimiento y vibración de los cables
 - Interferencia capacitiva por acoplamiento con el paciente, conductores eléctricos. También ocasionada por otros sistemas fisiológicos
 - Protoboard y conexión de cables.
 - Radiación.
- **El ruido intrínseco.** Se refiere al ruido propio de los amplificadores, que se genera en los componentes pasivos y en las entradas FET o bipolares de estos. Entre estos tipos de ruido tenemos:
 - Ruido Schottky
 - Ruido Blanco (White)
 - Ruido Rosado (Pink)
 - Ruido popcorn

En la Figura N° 2.12 se pueden observar el ruido que aparece en diferentes etapas de un sistema de adquisición de señales fisiológicas de una persona cuando se utilizan cables del tipo electrodos y un circuito amplificador.

Figura N° 2.12

FUENTES DE INTERFERENCIA QUE AFECTAN LECTURAS DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS



Fuente: Navarro R. [19]

La señal de interferencia es mucho mayor que las señales bioeléctricas por lo tanto se debe usar un amplificador diferencial con un CMRR e impedancia de entrada altos para disminuir la interferencia diferencial debida a la red eléctrica y evitar la distorsión del biopotencial. Entre las recomendaciones más generales para eliminar las interferencias y el ruido se tiene:

- Conexión de un tercer electrodo entre el paciente y tierra por medio de circuito de "Driven right leg circuit" que permite el cierre de las corrientes de polarización del amplificador. Además de ayudar al funcionamiento del sistema, este electrodo también disminuye la interferencia de modo común.
- Utilización de conductores apantallados en los cables de los electrodos que se conectan al equipo con las debidas conexiones a tierra.
- Disminuir la interferencia magnética mediante el trenzado de los cables de los electrodos.
- El paciente debe estar completamente relajado y en reposo para evitar la interferencia de otros potenciales bioeléctricas presentes en el organismo y

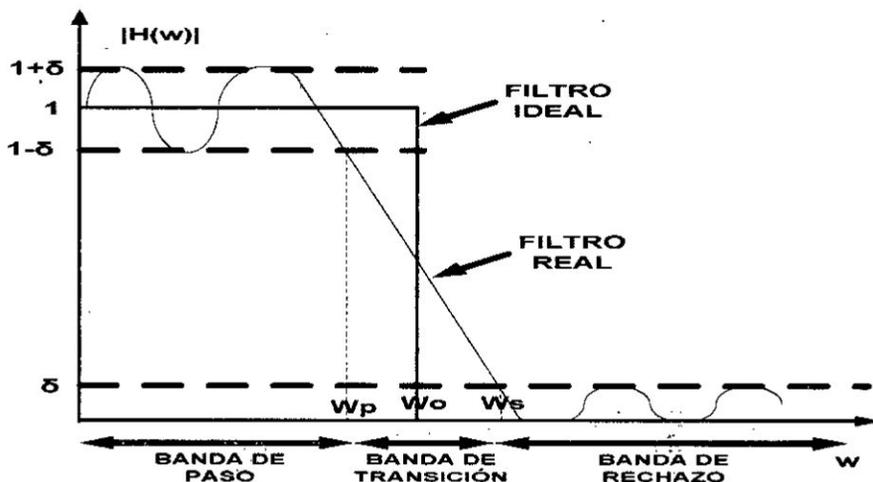
se usan filtros analógicos con frecuencias de corte dentro de los rangos de la señal bioeléctrica de interés.

Para realizar la eliminación del ruido se utilizan los filtros analógicos se implementan con elementos pasivos y son recomendados para altas frecuencias. En el caso de las bajas frecuencias se utilizan filtros activos conformados por amplificadores operacionales. Usualmente los sistemas de condicionamiento de señal pueden incluir filtros para rechazar el ruido indeseado dentro de rangos de frecuencia entre 50 y 60 Hz [25] y un esquema gráfico se muestra en la Figura 2.13. Los parámetros básicos necesarios para diseñar los filtros analógicos son:

- La frecuencia de corte. Frecuencia a partir de la cual el filtro rechaza las frecuencias no deseadas
- El rizado en la banda de paso. Respuesta no ideal en forma de rizado en el rango de frecuencias de la banda de paso.
- El rizado en la banda de rechazo. Respuesta no ideal en forma de rizado en el rango de frecuencias de la banda de paso.
- Frecuencias de banda de paso y banda de rechazo.

Figura N° 2.13

PARÁMETROS DE LOS FILTROS ANALÓGICOS



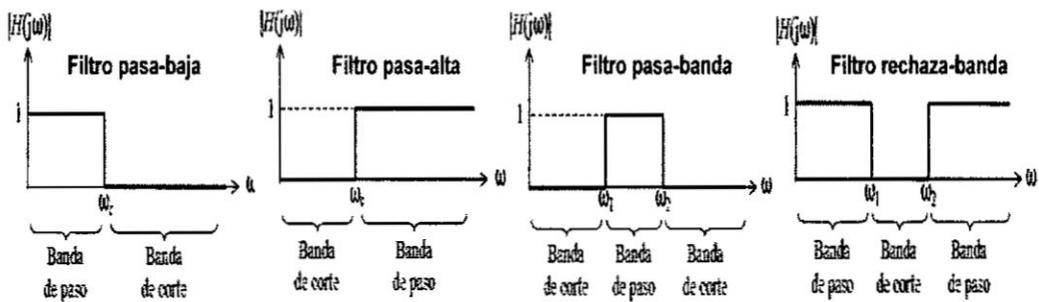
Fuente: Álvarez O. [18]

Entre los tipos de filtros, según el nivel de ganancia que pueden alcanzar, tenemos los filtros activos y los pasivos. Los filtros pasivos se implementan con componentes pasivos como resistencias, capacitores y bobinas. Mientras que los filtros activos están conformados por elementos pasivos y elementos activos los cuales son los amplificadores operacionales [23]. Según la respuesta en frecuencia tenemos la siguiente clasificación [25]:

- **Filtros pasa-baja.** Dejan pasara señales con frecuencias menores a la establecida
- **Filtro pasa-alta.** Dejan pasar señales con frecuencias mayores a la establecida.
- **Filtro pasa-banda.** Permiten el paso de frecuencias comprendidas entre un rango de frecuencias.
- **Filtro rechaza-banda.** No permite el paso de una frecuencia superior una frecuencia inferior.

Figura N° 2.14

TIPOS DE FILTROS SEGÚN SU RESPUESTA EN FRECUENCIA



Fuente: Peláez F. [25]

Los filtros activos se describen mediante la función de transferencia que representa una relación entre la entrada y la salida.

$$H(s) = E_{sal}/E_{ent}$$

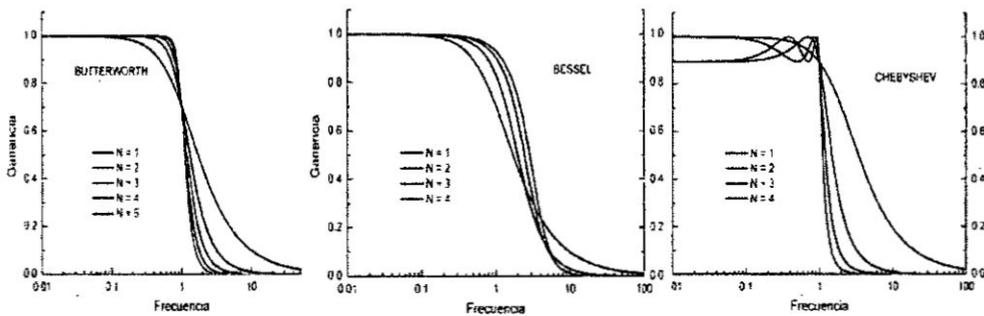
Donde se tiene que H(s): función de transferencia, Esal: Tensión de salida y Eent: Tensión de entrada.

Los tipos de filtros descritos anteriormente se pueden diseñar utilizando las siguientes configuraciones [24]:

- **Butterworth.** Tiene una banda de paso suave y tiene la respuesta más plana mientras se acerca a la frecuencia de corte.
- **Chebyshev.** Tiene la respuesta más aguda en la banda de paso y de rechazo, pero genera ondulaciones antes de llegar a la frecuencia de corte, las cuales se reducen conforme se aumenta el orden del filtro.
- **Bessel.** Tiene una variación de fase constante.

Figura N° 2.15

TIPOS DE DISEÑO DE FILTROS ANALÓGICOS



Fuente: Peláez F. [25]

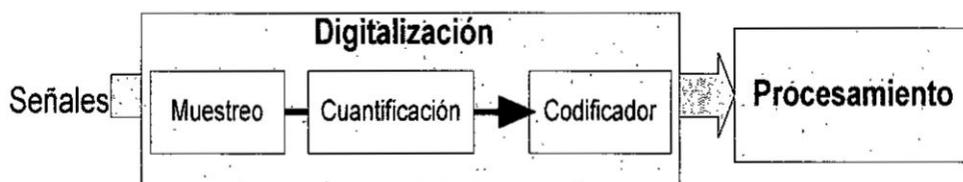
Una de las aplicaciones más usuales en la adquisición y acondicionamiento de señales usando filtros analógicos son los Filtros anti-Aliasing. Este fenómeno que se presenta cuando la señal se muestrea lentamente debido a que el teorema de Nyquist indica que al muestrear una señal analógica cualquier componente de la señal en las frecuencias mayores a la mitad de la frecuencia de muestreo ocasiona distorsión de en la señal, por lo tanto se debe quitar cualquier componente de la señal sobre la mitad de la frecuencia de muestreo con filtros pasa-baja antes de ir al conversor ADC. Es necesario ya que en la etapa de digitalización aparece una frecuencia desplazada en múltiplos de la frecuencia de muestreo.

e) **Digitalización y procesamiento de señales fisiológicas.** En esta sección se describe la etapa de digitalización de las señales digitales luego de pasar por la

etapa de acondicionamiento. Posteriormente los datos digitales son modificados mediante un procesamiento digital para los requerimientos que necesite el sistema (véase la Figura N° 2.16).

Figura N° 2.16

SISTEMA DE DIGITALIZACIÓN DE SEÑALES



Fuente: Elaboración propia

La etapa de digitalización es básicamente un conversor Analógico-Digital y se encarga de realizar la conversión de señales analógicas en digitales para poder realizar su procesamiento en otros sistemas. Esta etapa consiste en realizar lecturas de la señal de entrada de forma periódica realizando el muestreo de los datos y obtener un nivel cuantificado, para luego asignarle un valor digital utilizando la codificación.

- **Muestreo.** El proceso de muestreo toma muestras de señal en tiempo periódicos para que estos datos pasen a la etapa de cuantificación. Su utilización está basada en el teorema de muestreo de Nyquist y Shannon, el cual indica que una señal analógica que ha sido muestreada por lo menos al doble de su ancho de banda puede ser reconstruida a partir de sus muestras. En esta etapa se debe considerar el efecto de Aliasing el cual ocasiona una distorsión durante el muestreo, para lo cual se utiliza un filtro Antialiasing cuyo propósito es eliminar las frecuencias superiores a la mitad de la frecuencia de muestreo.
- **Cuantificación.** Esta etapa realiza la medición del nivel tensión de cada muestra y se le asigna un nivel. Si el valor de la muestra no coincide con ningún valor, se le asigna el nivel más cercano, agregando un ruido de cuantificación.

- **Codificación.** Convierte el nivel asignado a la muestra a un código representativo, siendo el más usado el código binario.

En la etapa de procesamiento de utilizamos los filtros digitales para eliminar el ruido de una señal de entrada digital utilizando hardware o software realizando operaciones en una ecuación diferencia. Estos filtros son inmunes al ruido, son de modificación simple y de bajo coste en comparación con filtros analógicos. Los filtros digitales son sistemas lineales e invariantes en el tiempo y su objetivo es modificar la distribución de las frecuencias en una señal de entrada empleando operaciones matemáticas. Previamente las señales analógicas han sido convertidas en datos discretos mediante un módulo conversor ADC.

El diseño de los filtros digitales tiene tres pasos importantes: 1) Definir propiedades del sistema, 2) Realizar la aproximación de las especificaciones con un sistema causal de tiempo discreto e 3) implementación del sistema utilizando operaciones aritméticas. Estos filtros pueden implementarse utilizando sistemas digitales o circuitos digitales (compuertas) o mediante un sistema computacional.

Los filtros digitales se implementan usando sumadores, multiplicadores y registros. Los registros se utilizan para acceder a valores futuros y pasados de los datos pudiendo ser estos positivos o negativos [26]. Los valores positivos corresponden a valores actuales almacenados mientras que valores negativos en registros se usa para predecir el siguiente valor en una secuencia. La respuesta en frecuencia de un sistema lineal e invariante en el tiempo se describe por las transformadas de Fourier de la entrada y la salida, mostrando que la frecuencia, amplitud y fase de la señal de entrada son modificadas según la función $G(f)$ [27].

$$Y(f) = G(f)X(f)$$

Si se realiza un análisis en el dominio del tiempo, llamando a la ecuación anterior producto de convolución, y se observa que $g(k)$ es la respuesta del sistema a una entrada impulso. En la siguiente ecuación también se muestra la transformada Z.

$$y(k) = \sum_{-\infty}^{+\infty} g(l)x(k-l) \rightarrow \text{Transformada Z} \rightarrow Y(z) = G(z)X(z)$$

Cuando se asumen que la ecuación de transferencia se escribe como el cociente de 2 polinomios, las señales de entrada y salida pueden relacionarse de la siguiente forma.

$$\sum_{n=0}^N a_n y(k-n) = \sum_{m=0}^M b_m x(k-m)$$

El filtrado de las muestras de datos debe realizarse con un número finito de operaciones matemáticas de precisión finita para que sea posible implementarlo en un sistema causal y estable. De esta forma se obtiene la siguiente ecuación:

$$y(k) = \sum_{l=0}^{+\infty} g(l)x(k-l)$$

Según la duración de la respuesta al impulso los filtros digitales se pueden clasificar en filtros de respuesta infinita al impulso (IIR) y filtros de respuesta finita al impulso (FIR). En la Tabla N° 2.3 se muestra un resumen de la clasificación de los filtros digitales.

Tabla N° 2.3
CLASIFICACIÓN DE FILTROS DIGITALES

DOMINIO	IMPLEMENTADO USANDO	
	Convolución Respuesta al impulso finita (FIR)	Recursión Respuesta al impulso infinita (IIR)
Dominio del tiempo (suavizado)	Media móvil	Un polo
Dominio de la frecuencia (separación de frecuencias)	Sinc enventanado	Ejemplo Chebyshev
Personalizado (deconvolución)	FIR personalizado	Diseño iterativo

Fuente: Barrobés H. [27]

A continuación describiremos los métodos IIR y FIR para la realización de filtros digitales:

menor carga computacional, pero la desventaja es que son inestables y no pueden diseñarse para tener fase lineal.

e.2) Filtros digitales con respuesta finita al impulso FIR. En este caso no existen problemas de estabilidad o causalidad debido a que no hay lazos de realimentación, de esta manera la salida actual no depende de las salidas anteriores obteniendo una respuesta en fase lineal [16].

Básicamente este filtro se refiere a que si la entrada es una señal impulso, la salida tendría un número finito de términos no nulos, y se utilizan solo las entradas actuales y anteriores de la señal. Esta relación se puede expresar como sigue: $y_n = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x(n-k)$

Existen diferentes métodos usados para diseñar los filtros con la ventaja que pueden diseñarse con fase lineal. La desventaja de su diseño es que necesitan un orden mayor que los filtros FIR para cumplir las mismas características de diseño, lo cual ocasiona mayor costo en el procesamiento.

Tabla N° 2.5

TÉCNICAS PARA EL DISEÑO DE FILTROS FIR

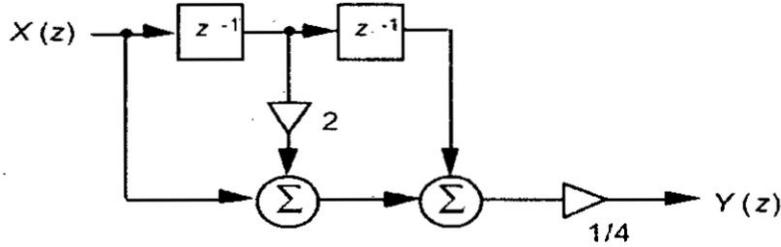
Métodos de las ventanas	Ventana rectangular Ventana Hanning Ventana Hamming Ventana Blackman Ventana Kaiser
Muestreo en frecuencia	
Rizado constante	Aproximación de Tchebyshev y algoritmo de Remez

Fuente: Sánchez D. [16]

La selección de un filtro de media móvil es recomendable para el procesado de algunas bioseñales de variación lenta [16]. Un esquema de ejemplo de un filtro pasa-bajo de media móvil de Hanning (MALP) se muestra en la Figura N° 2.17.

Figura N° 2.17

EJEMPLO DE FILTRO PROMEDIO MÓVIL FIR



Fuente: Sánchez D. [16]

La expresión de este tipo de filtro se procesa con 1 dato de entrada actual y 3 anteriores, siendo su expresión, luego de aplicarle la transformada Z, la que se muestra a continuación.

$$y(n) = \frac{1}{4} \left[\sum_{k=-6}^0 x(n) + 2x(n-1) + y(n-2) \right] \rightarrow \text{Transf } Z \rightarrow$$

$$H(z) = \frac{1}{4} [1 + 2Z^{-1} + Z^{-2}]$$

Podemos decir que los puntos principales que diferencian los filtros IIR y FIR son:

- Los filtros IIR requieren menor carga computacional que los FIR.
- Los filtros IIR son inestables a diferencia que los FIR que son siempre estables.
- Los filtros IIR tienen distorsión de fase la cual no es lineal con la frecuencia mientras que los FIR son de fase lineal.
- Los filtros FIR son siempre estables.
- Los filtros FIR pueden implementarse de forma eficiente en hardware.

Existen diferentes formas de implementar filtros FIR, pero el más usado es el método de ventanas por su mayor simplicidad de implementación [27]. El uso de este tipo de diseño es necesario debido a que se necesita una forma para que la respuesta al impulso de los filtros sea finita limitando su respuesta infinita, por lo

tanto si multiplicamos una función con infinitas muestras contra una de muestras limitadas, se obtiene una respuesta impulsional como se muestra a continuación: $h[n] = h_i[n] \cdot w[n]$. En esta ecuación $h_i[n]$ es la respuesta al impulso al filtro ideal y $w[n]$ es la función ventana y debemos fijarnos que la multiplicación temporal que se muestra es la convolución.

Los tipos de ventanas a utilizar para limitar la función sinc, que pertenece al filtro ideal, son la Rectangular, Triangular, Hanning, Hamming, Blackman y Kaiser.

2.2.2 Fundamento metodológico.

Para definir los criterios de diseño en la construcción de nodos sensores de bajo consumo se revisa los requerimientos técnicos de los circuitos electrónicos a usar y su consumo de corriente. En el caso de las tecnologías de comunicación se considera sus características para el envío de datos y si se realizan de forma continua o periódica.

Las conclusiones y recomendaciones acerca del diseño e implementación de la red inalámbrica de sensores se generan utilizando datos registrados y medidos de forma directa, manual y/o automática, ya sea usando equipos de medición de voltaje y corriente, memorias internas del nodo sensor o usando los registros de aplicaciones de monitoreo remoto.

Las señales fisiológicas serán adquiridas con un sistema embebido mediante dispositivos electrónicos de adaptación los cuales son probados y evaluados en simulación creando filtros digitales y analógicos para eliminar el ruido en estas señales.

Una vez que se hayan construido los nodos sensores se realizarán pruebas de consumo de energía para evaluar cuáles son las tecnologías de comunicación inalámbrica más adecuadas para transmisiones de señales fisiológicas.

2.2.3 Fundamento epistemológico.

El uso de nodos sensores de bajo consumo permite tener una mayor autonomía de funcionamiento para lo cual es importante considerar el tipo de tecnología

inalámbrica a usar, el periodo de transmisión de datos y el ambiente interno (casas, edificios) o externo (calles) donde se utilice. Además, la red inalámbrica de nodos sensores tiene la ventaja de monitorear el estado de los parámetros fisiológicos de forma remota y las pruebas de comunicación permiten generar recomendaciones y conclusiones acerca de su diseño y requisitos para su implementación.

Para la adquisición de señales fisiológicas se utiliza un sistema embebido sobre el que se evalúan y prueban algoritmos de software y circuitos de adaptación que eliminan el ruido de las señales.

Las transmisiones de datos hacia Internet se basa en el uso de protocolos de comunicación implementados en sistemas embebidos y por eso las aplicaciones web de recepción y monitoreo de datos soportan los mismos programas de comunicación. En las siguientes secciones se muestran las tecnologías relacionadas para el procesamiento y transmisión de las señales.

a) Redes inalámbrica de sensores. Actualmente las comunicaciones inalámbricas se han vuelto importantes para desarrollar proyectos usando las tecnologías de información y comunicación que permiten que los sistemas y/o personas puedan conectarse desde cualquier lugar a diferentes sistemas o sitios remotos, desarrollando el concepto de la ubicuidad. Las redes inalámbricas pueden clasificarse por su cobertura, donde podemos encontrar las que se usan en área extendida, metropolitana, local y personal. En el caso de las redes de área personal podemos encontrar las redes inalámbricas de sensores (Wireless Sensor Networks - WSN) y como parte de esta, tenemos a las redes de área corporal (Body Area Networks - BAN). Para la implementación de estas redes y complementar su funcionamiento se usan tecnologías como ZigBee, WiFi, Bluetooth y GPRS [1].

b) Estándar 802.15.4 y la tecnología ZigBee. Las redes de sensores basadas en la tecnología ZigBee están compuestas por un conjunto de dispositivos terminales que poseen sensores y que se comunican de forma inalámbrica con un dispositivo

central utilizando, en algunos casos, dispositivos intermedios encargados de encaminar paquetes de información.

En un escenario típico de una red de sensores inalámbrica existen nodos colocados en las cercanías o dentro del área donde se encuentran los parámetros a monitorear y en lugar de enviar los datos tal como se obtienen de los sensores, se realiza un procesamiento y luego estos resultados son enviados a otro nodo central llamado Gateway. Entre las características más importantes tenemos:

- Poseen recursos limitados, los nodos son pequeños en tamaño y en consumo de energía. Los componentes que tiene (como el Microcontrolador, transceiver de comunicación y los sensores) se seleccionan para minimizar su tamaño y consumo lo cual implica que los recursos de energía son muy limitados [9] [42].
- Pueden tener gran despliegue en grandes áreas de interés y deben tener capacidad de funcionar de forma autónoma debido a que el mantenimiento de todos los nodos resulta impráctico.
- Son para aplicaciones específicas, debido a que en una red de sensores los diferentes tipos de nodos que la componen se encargan de realizar tareas específicas a diferencia de una red de computadores, donde se puede tener múltiples aplicaciones.

Las áreas de aplicación típica de las redes de sensores son:

- **Monitoreo y control industrial.** Las red de sensores puede reemplazar el cableado existente en tareas de monitoreo y control de sistemas en fábricas.
- **Cuidado de la salud.** Las redes de sensores corporales pueden ser usadas para monitorear datos fisiológicos de los pacientes y ser integradas a redes usadas para las localizaciones de los doctores, personales y pacientes fuera y dentro de centros hospitalarios hospital.

- **Monitoreo del medio ambiente.** Se puede usar para soluciones en áreas dedicadas a la agricultura, sistemas de alerta de catástrofes (incendios, terremotos) y control de horario de ingreso/salida del personal.
- **Automatización del hogar.** Desarrollo de soluciones para la implementación de casas inteligentes. Se pueden usar para el control y administración remota de los elementos del hogar como los electrodomésticos, la calefacción o el aire acondicionado.

El estándar que define el nivel físico y el control de acceso al medio es el 802.15.4 y estos niveles han sido implementadas por los nodos que forman parte de las redes inalámbricas PAN de baja tasa de transferencia (LR -WPAN). La especificación tecnológica ZigBee agrega nuevos componentes al estándar 802.15.4 los cuales son: la capa de aplicación y la capa de Red. Entre las principales características de ZigBee tenemos las siguientes:

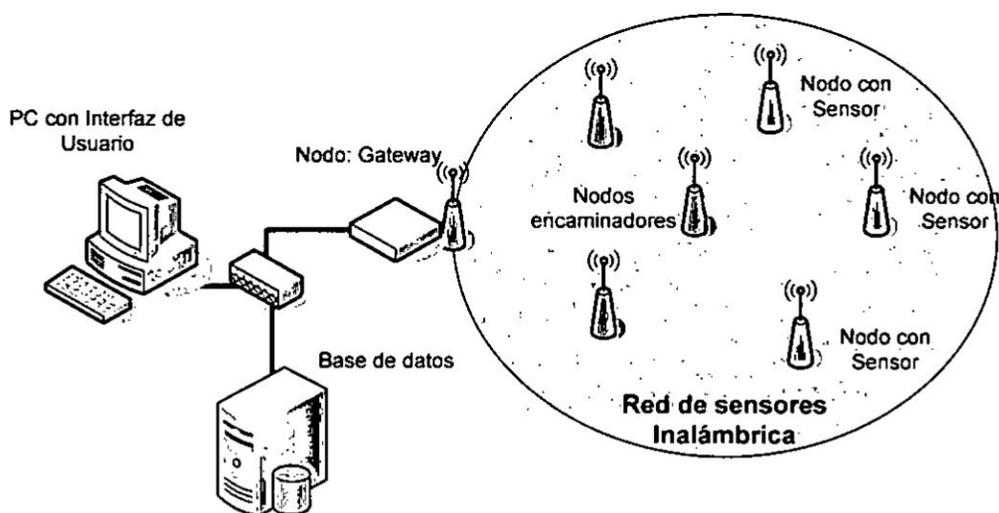
- ZigBee es una tecnología que usa dispositivos de red de bajo consumo, cuyo alcance puede llegar hasta los 100 metros para dispositivos de bajo consumo y las velocidades de conexión están entre los 20 y 250 kbps.
- Al estar basado en el estándar 802.15.4 opera en las bandas de frecuencias ISM de 868 MHz, 915 MHz y 2.4GHz.
- El tiempo de activación de un dispositivo ZigBee no requiere más de 20 milisegundos para comenzar a trabajar y además pueden entrar en un estado de suspensión o dormido para alargar el tiempo de funcionamiento de las baterías.
- Los nodos de la red pueden cambiar los canales en los que se encuentran operando en caso ocurra algún tipo de interferencias.
- Usa CSMA/CA para el acceso al canal de comunicación y evitar las colisiones de los paquetes.

Una de las características de ZigBee es que define tres tipos de nodos según su función en la red:

- **Coordinador ZigBee (ZC) o Gateway.** Es el dispositivo más complejo y sólo debe existir uno en la red. Se encarga de controlar la red y las rutas que deben seguir los dispositivos para conectarse entre ellos. Almacena la información de la red y de la seguridad.
- **Router ZigBee (ZR) o encaminadores.** Permite interconectar los nodos que se encuentran separados en la red actuando como un puente que pasa la información hacia el destino y puede realizar otras operaciones programadas en su capa de aplicación.
- **Dispositivo final (ZED).** Es el nodo sensor, que solo puede comunicarse con su nodo padre el cual puede ser el coordinador ZigBee o un router. Al tener una complejidad reducida y ser el nodo que se encontrará cerca del área de interés, este equipo debe ahorrar energía permaneciendo en un estado de bajo consumo el mayor tiempo posible.

Un esquema de estos componentes se muestra en la Figura N° 2.18.

Figura N° 2.18
RED DE SENSORES INALÁMBRICA.



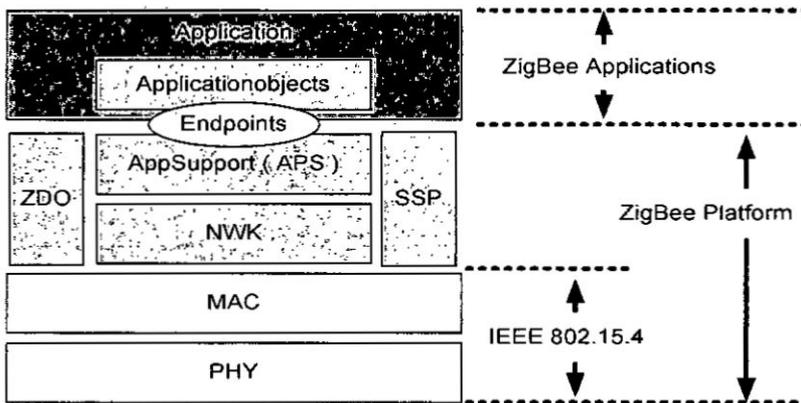
Fuente: Elaboración propia.

En el caso de la pila del protocolo ZigBee, este aporta al estándar 802.15.4 las dos capas que se describen a continuación:

- **Capa de Aplicación.** Contiene perfiles de aplicación, los cuales determinan las relaciones que existen entre los dispositivos de la red y controla sus funciones de inicio y de asociación. Estos perfiles definen el tipo de mensajes que se envían y el entorno de la aplicación.
- **Capa de Red.** La capa de red está sobre la MAC (la cual ya está especificada por el estándar 802.15.4) y es responsable de la auto-organización de la red, el descubrimiento de las rutas y el reenvío de mensajes. Algunas de las tareas básicas que hace esta capa son: Iniciar la red WPAN, asignación de direcciones de red, enrutamiento y asociación y abandono de una red.

Figura N° 2.19

CAPAS DEL PROTOCOLO ZIGBEE

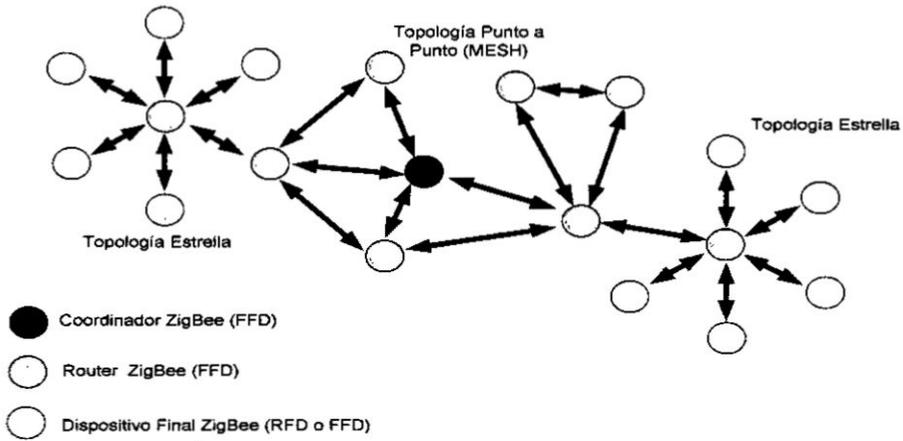


Fuente: Elaboración propia

Al estar basado en el estándar 802.15.4 la capa de red soporta tres tipos de topologías: topología estrella, malla y de árbol. En la Figura N° 2.20 se aprecia las topologías definidas por la especificación ZigBee.

La topología en malla es la más interesante debido a que permite que la comunicación continúe entre todos los nodos si es que uno de ellos deja de estar en funcionamiento. Esto se logra recalculando las rutas hacia los diferentes destinos lo cual es una de las tareas del coordinador ZigBee.

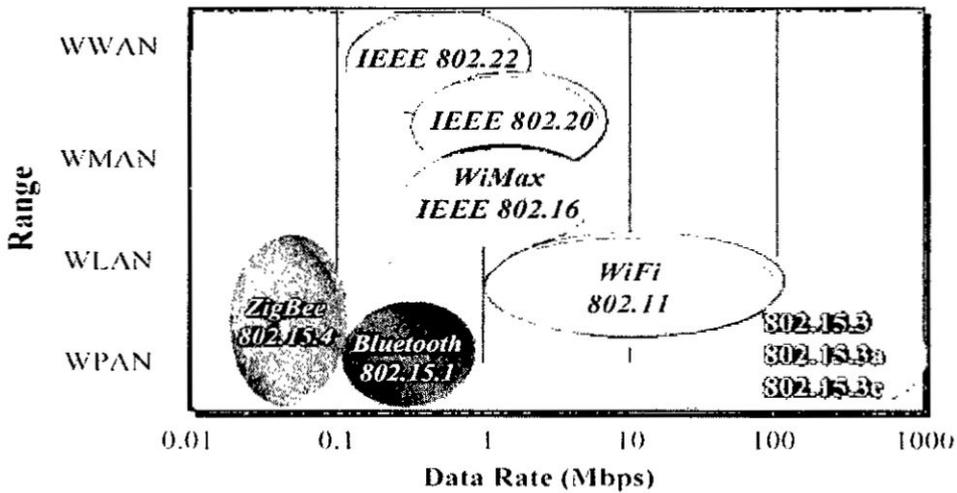
Figura N° 2.20
 TOPOLOGÍAS DE RED SEGÚN LA ESPECIFICACIÓN ZIGBEE.



Fuente: Elaboración propia.

En la Figura N° 2.21 se puede apreciar una comparación entre la tecnología ZigBee y otras redes inalámbricas según su alcance y tasas de transmisión.

Figura N° 2.21
 ALCANCE Y TASA DE TRANSMISIÓN DE LOS ESTÁNDARES 802



Fuente: Heile B. [44]

c) **Red de área corporal (Body Area Network - BAN).** El uso de la tecnología de redes inalámbricas de sensores para la monitorización de señales médicas es una alternativa a los sistemas comunes. El objetivo es enviar los datos medidos en un nodo sensor hacia otros dispositivos en los que se concentrará y procesará la información, por lo que resulta importante contar con una red de comunicación para sensores biomédicos.

Dentro de la clasificación de redes inalámbricas de área personal existen aplicaciones para el uso de redes de área corporal, las cuales se encuentran alrededor, en el interior o cerca de una persona. Las principales aplicaciones de las redes de área corporal se encuentran en medicina y entretenimiento. Las aplicaciones médicas se centran en el monitoreo de variables del cuerpo humano para el diagnóstico de enfermedades, gestión y control de tratamientos, prótesis inteligentes y mecanismos que mejoran la calidad de vida de los pacientes. Las comunicaciones de área corporal se dividen en dos áreas:

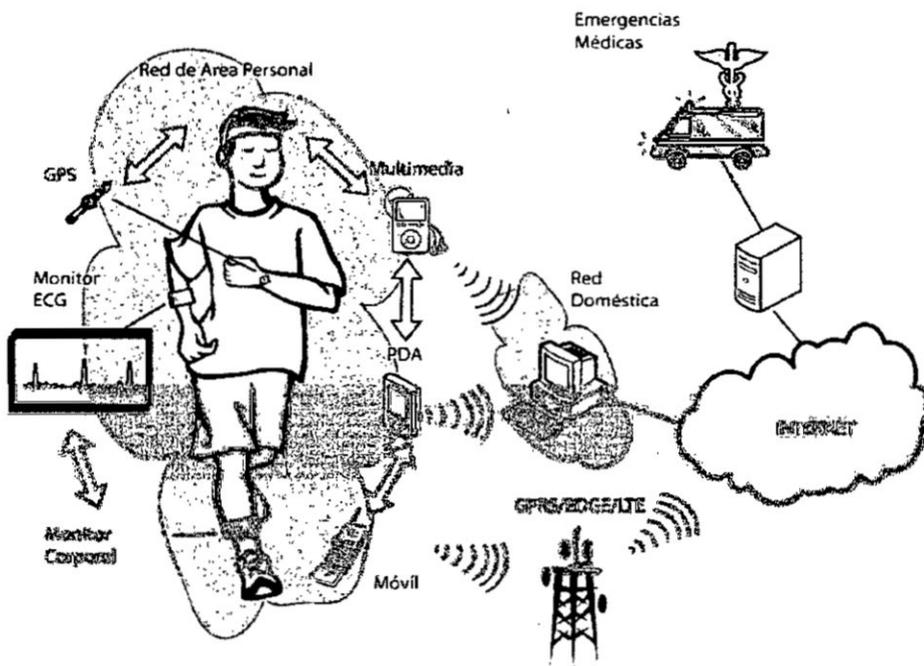
- **Comunicaciones intracorporales.** Los dispositivos sensores se comunican a través del tejido humano, por lo que se debe atravesar músculo, piel. Los dispositivos que soportan este tipo de aplicaciones son invasivos.
- **Redes de área corporal no invasivas o superficiales.** Las transmisiones se realizan sobre la superficie del cuerpo, la cual puede ser sobre la piel o ropa. En este punto se entra al tema de los dispositivos “**wereables**” o “**vestibles**”.

Las BAN están compuestas de pequeños nodos con sensores fisiológicos y módulos de comunicación inalámbrica los cuales recogen información del cuerpo humano y luego la transmiten utilizando un dispositivo de comunicación como un celular. Las redes de área corporal tienen un potencial enorme en medicina, por su capacidad de revolucionar muchas de las maneras en que se realizan varios de los procesos fundamentales como lo son el diagnóstico, el monitoreo, las cirugías y los tratamientos médicos.

En las aplicaciones de diagnóstico, un médico toma por medio de unos sensores ubicados en el cuerpo del paciente, la información necesaria para realizar un examen. En este caso, una unidad central procesa toda la información que proviene de una nube de sensores. La transmisión puede ser unidireccional, de los sensores a la estación central o nodo coordinador, y la información capturada es procesada por una aplicación y/o sistema de información que despliega la información en imágenes, señales o estadísticas [1]. En la Figura 2.22 se muestra un esquema de una red de sensores de área corporal.

Figura N° 2.22

REDES INALÁMBRICAS DE SENSORES DE ÁREA CORPORAL.



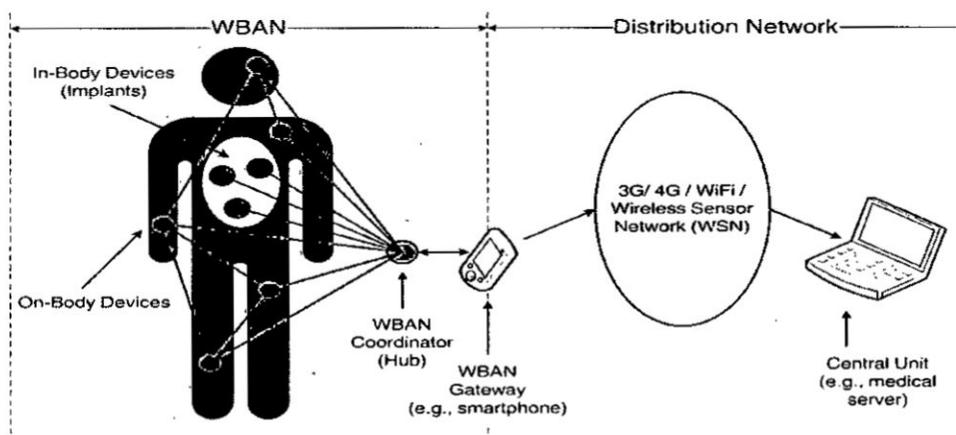
Fuente: Córdoba D. [2]

Según el estándar del IEEE 802.15.6, los nodos sensores de una WBAN son de baja potencia y operan dentro, sobre, o alrededor del cuerpo humano y su objetivo debe ser garantizar un seguimiento constante de los pacientes y esto ocasiona que surjan otros requerimientos técnicos para su implementación. Entre sus características tenemos:

- El número de sensores no se despliegan con alta redundancia para tolerar fallos y por lo tanto hay poca densidad de sensores.
- Es necesario realizar el seguimiento y monitoreo constante de las señales adquiridas debido a que existen eventos que pueden ocurrir de forma irregular.
- La red BAN puede estar compuesta por nodos que pueden actuar solo de una manera, teniendo en este caso nodos del tipo sensor y actuador, mientras que los nodos coordinadores hacen la función de transmitir los datos sobre otra infraestructura de red.
- Las redes BAN están en movimiento debido a que se implementan sobre una persona que no está estática.

Una red BAN está compuesta por nodo sensores y un nodo coordinador o Gateway (a veces llamado Personal Server) [30] como se observa en la Figura N^o 2.23.

Figura N^o 2.23
ELEMENTOS DE UNA WBAN



Fuente: Muñoz L. [9]

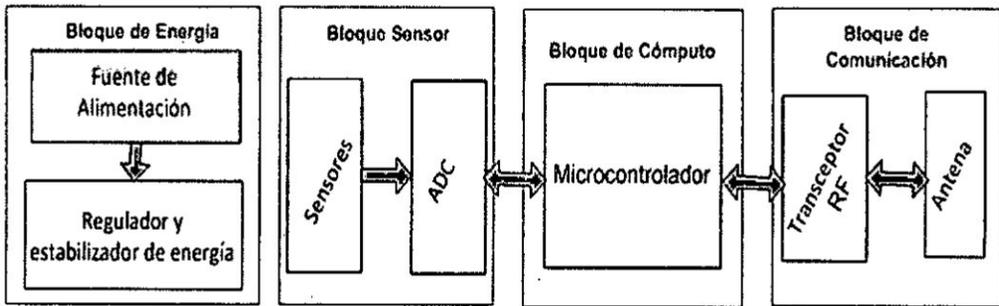
A continuación se describe cada uno de sus componentes:

- **Nodo Sensor.** Están en contacto directo con las personas y puede incluir un gran número de sensores fisiológicos en función de la aplicación. Los

sensores se pueden colocar sobre el cuerpo, implantados dentro del cuerpo, o entre la ropa y los zapatos. El uso de protocolos de comunicación adecuados puede ayudar a reducir el consumo de energía considerando que típicamente los periodos de tiempo en que los nodos sensores están activos son muy cortos. Cuando se realiza el diseño de los componentes que tienen los nodos de la red se debe considerar lo mencionado anteriormente. Los componentes de un nodo de sensores se muestran en la Figura N° 2.24.

Figura N° 2.24

COMPONENTES DE UN NODO SENSOR



Fuente: Elaboración propia

Los bloques que componen el nodo sensor son:

- ❖ **Bloque de comunicación.** Consiste de un radio transceptor y una antena, el cual permite una comunicación inalámbrica entre nodos de la red. La frecuencia en la que operan los nodos de la red determina las características de la propagación de la onda y las interferencias causadas por el entorno. La mayoría de los radio transceptores de corto alcance pueden operar en las bandas de frecuencias ISM de 433, 868 y 2400 MHz en cuyo caso, dependiendo de la frecuencia, el rango de operación para un potencia de transmisión de 1mW puede ser de unos cuantos metros [43].

- ❖ **Bloque de sensor.** Conformado por un conjunto de sensores, donde estos pueden entregar señales eléctricas digitales o analógicas. Si las señales de salidas son del tipo analógicas se usa un módulo ADC el cual está incluido en esta etapa. La desventaja de obtener información de una salida analógica es el ruido que se puede generar cuando se capturan las señales (ruido externo y de cuantización), una baja resolución del ADC o la poca exactitud de los voltajes de referencia en el ADC.
- ❖ **Bloque cómputo.** Este bloque está conformado por un dispositivo inteligente, el cual puede poseer diversos recursos tales como: módulos de memoria (para código y datos), temporizadores, conversores ADC, puertos de entrada y salida, etc. En este bloque se pueden usar microcontroladores, DSP, FPGA o microprocesadores, sin embargo los microcontroladores sirven mejor para aplicaciones de bajo consumo de energía ya que pueden ir a estados de inactividad cuando sea necesario.
- ❖ **Bloque de energía.** Este bloque sirve para proporcionar y regular la energía que utilizará el nodo y debe ser capaz de minimizar los picos de corriente cuando el sistema sale de alguno de los modos de bajo consumo. La etapa de regulación estabiliza la fuente de alimentación a un nivel apropiado según los requisitos de energía del sistema.
- **Nodo Coordinador.** El nodo coordinador (servidor de personal PS o Gateway) realiza las tareas de inicialización, configuración y control de los nodos sensores, además de encargarse de la recopilación de lecturas de sensores fisiológicos e integración de datos de varios sensores fisiológicos para brindar esa información a los usuarios interesados. Como paso final realiza la comunicación con los servidores en Internet para el acceso remoto a la información.

Los nodos sensores realizan el envío de datos al coordinador, utilizando una red inalámbrica del tipo Bluetooth, ZigBee o WiFi, y el nodo coordinador transmite

los datos al servidor remoto utilizando otra infraestructura de red (por ejemplo la red celular por GPRS o un enlace dedicado con conexión a Internet).

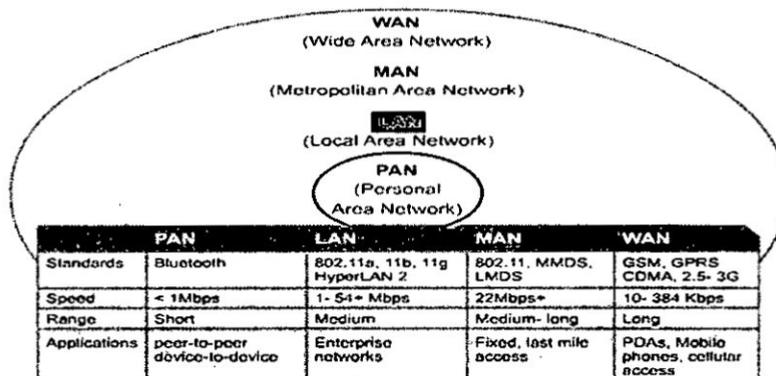
d) Tecnologías de transmisión inalámbricas. Las redes inalámbricas permiten conectar diferentes equipos sin la necesidad de usar medios cableados. Entre las principales ventajas tenemos:

- Los dispositivos que se comunican pueden estar en el mismo ambiente o separados por distancias amplias.
- Los costos son reducidos al no tener que realizar un cableado para unir los dispositivos de la red.
- La instalación de los dispositivos es rápida y permiten la movilidad de los elementos de la red.

Según su cobertura, las redes inalámbricas se pueden clasificar en:

- Redes de área personal (WPAN): Aquí se encuentran algunas tecnologías como Bluetooth, ZigBee y RFID.
- Redes de área Local (WLAN): la tecnología WiFi (el cual sigue el estándar 802.11 y sus variantes) e HyperLan se encuentran en esta categoría.

Figura N° 2.25
TECNOLOGÍAS WIRELESS



Fuente: Heile B. [44]

- Redes de área metropolitana (WMAN): En estas redes tenemos tecnologías como Wimax (con mayor cobertura y ancho de banda que WiFi) y LMDS.
- Redes de área extensa (WAN): Wireless ATM, UTMS o la tecnología móvil GPRS son algunas tecnologías que entran en esta clasificación. En la siguiente figura se muestran algunas tecnologías inalámbricas.

d.1) Módulos Xbee [41]. Los Xbee son pequeños dispositivos fabricados por Digi International, los cuales ofrecen una gran variedad de combinaciones de hardware, protocolos, antenas y potencias de transmisión. Los módulos Xbee proveen 2 formas de comunicación: Transmisión serial transparente (modo AT) y el modo API que provee muchas ventajas.

- Modo AT. Esta el modo de transmisión serial transparente (Modo AT), en el cual la comunicación se asemeja a lo que sería una transmisión a través de un puerto serial, ya que el dispositivo se encarga de crear la trama y el dato que llegue al pin Tx (Transmisión) será enviado de forma inalámbrica, por lo cual se considera como el modo más sencillo para utilizar estos nodos, su principal desventaja es que para enviar información a distintos nodos es necesario entrar constantemente al modo configuración para cambiar la dirección de destino.
- Modo API. El otro modo de comunicación se conoce como Modo API. En este caso un microcontrolador externo se debe encargar de crear una trama específica al tipo de información que se va a enviar, y es recomendado para redes muy grandes donde no se puede perder tiempo entrando y saliendo del modo configuración de los dispositivos.

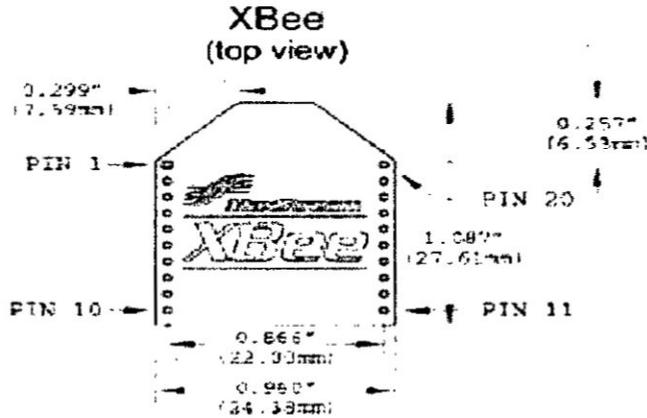
Entre algunas de sus características más relevantes tenemos del módulo Xbee Series 2 tenemos:

- Distancia de hasta 120 metros en exteriores y 40 metros en interiores.
- Potencia de transmisor de 2mW.
- Tasa de transmisión inalámbrica de 250000 bps.

- Alimentación de 2.1 a 3.6 Voltios.
- Consumo de corriente de 40mA y en modo dormido menor a 1uA.
- Frecuencia de operación de 2.4 GHz.

Figura N° 2.26

MÓDULO XBEE SERIES 2



Fuente: Heile B. [41]

d.2) **Módulo WiFi ESP8266.** Este módulo ofrece una solución completa y económica para conexión de sistemas embebidos con una red WiFi, permitiendo delegar todas las funciones relacionadas a la implementación de los protocolos de comunicación WiFi y TCP/IP al procesador que ejecuta la aplicación principal. Este módulo es capaz de funcionar como adaptador de red en sistemas basados en microcontroladores que se comunican con él a través de una interfaz UART [32].

Figura N° 2.27

MÓDULO ESP12E



Fuente: Kolban N. [32]

El ESP8266 es diseñado por la empresa china Espressif Systems con sede en Shanghai y actualmente está surgiendo como una solución de red WiFi autónoma que se ofrece como un puente desde el microcontrolador a redes WiFi. Este dispositivo también es capaz de ejecutar aplicaciones independientes y realizar operaciones a 32 bits. Entre sus características principales tenemos:

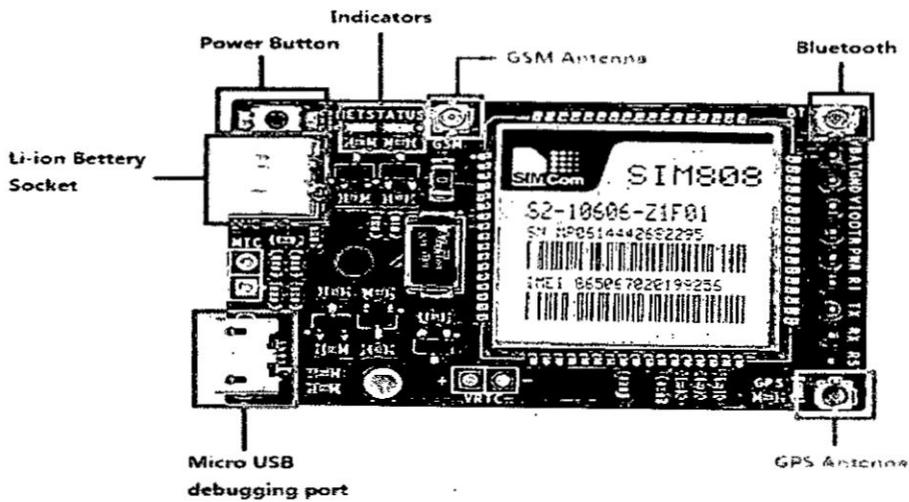
- Voltaje de alimentación: 3.3V
- Protocolos soportados: 802.11 b/g/n
- WiFi Direct (P2p), Soft Access Point
- Stack TCP/IP integrado
- PLL, reguladores y unidades de manejo de energía integrados
- Potencia de salida: +19.5dBm en modo 802.11b
- Sensor de temperatura integrado
- Consumo en modo de baja energía: <10 uA y en modo normal de 170mA
- Procesador integrado Tensilica L106 de 32 bits, puede ser utilizado como procesador de aplicaciones. Velocidad de 80 a 160MHz
- Conexiones TCP/IP concurrentes máximas: 5
- Memorias FLASH máxima de 16MB
- RAM: 32K+80K
- Pines analógico: 1 de 10 bits y máximo 1 voltio de entrada

Dentro de una red WiFi pueden existir dispositivos que actúen como Access Point (AP) o como un bus de comunicaciones. En otros casos se tienen a los dispositivos que usan al Access Point para comunicarse entre sí y también existen los dispositivos tipo puente, los cuales amplían la cobertura de la red. El módulo ESP12E puede tener el rol de AP, estación o puente mencionados anteriormente [31]. En la figura 2.28 se muestran los pines disponibles del módulo ESP12E.

d.3) Módulo GSM/GPRS. El servicio general de envío paquete vía radio denominado GPRS, permite la transmisión de paquetes de datos utilizando servicios como SMS (servicio de mensajes de texto) o Internet [33].

El módulo SIM808 del fabricante Itead Studio es una placa que contiene un módulo que integra la funcionalidad GPRS/GSM además de tener Bluetooth y GPS. Soporta 4 bandas y es de muy bajo consumo de energía teniendo modo Sleep. El módulo se configura por medio de comandos AT por comunicación UART y soporta niveles de 3 y 5 voltios.

Figura N° 2.28
MÓDULO GSM/GPRS SIM808



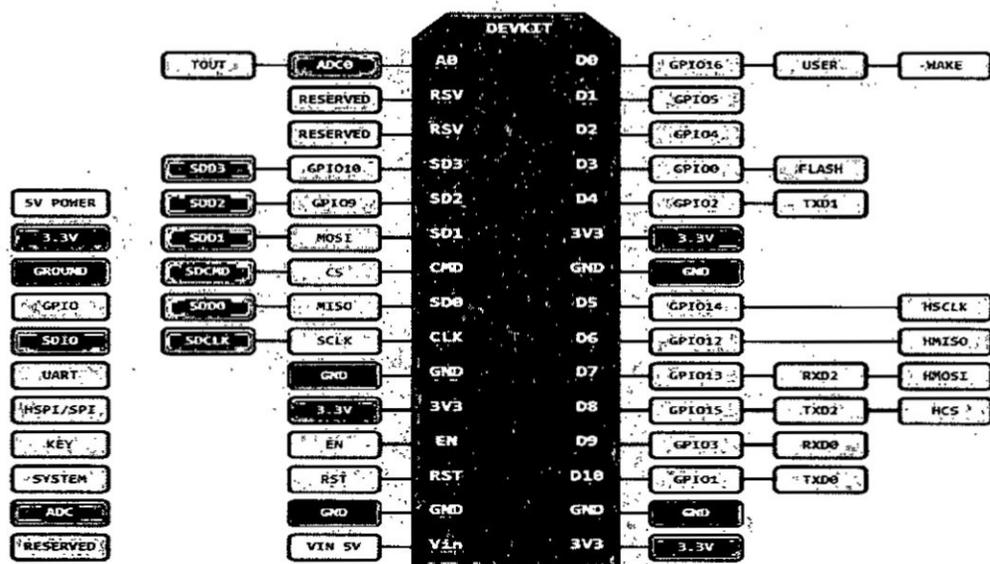
Fuente: Sabbar B. [33]

Entre sus características principales tenemos:

- Voltaje de alimentación: 3.4V a 4.4V
- Módulo GPS y módulo Bluetooth
- Interface de comunicación UART
- Cuatro - Bandas 850/900/1800/1900MHz
- Modo de bajo consumo de 1mA en Sleep
- Consumo de corriente promedio de 500mA
- Picos de corriente de 2 Amperios

Figura N° 2.29

PINES DISPONIBLES DEL MÓDULO ESP12E



Fuente: Kolban N. [32]

e) Dispositivos electrónicos y sensores

e.1) **Microcontrolador PIC24XLP.** Los microcontroladores de 16-bit PIC24 son fabricadas por la empresa Microchip y se caracterizan por su consumo de potencia extremadamente bajo.

El microcontrolador PIC24 está diseñado para aplicaciones con energía limitada y energizadas por baterías. Tiene una velocidad de procesamiento de 16 MIPS y posee un RTC interno trabajando en conjunto con el modo de bajo consumo para un rendimiento de baja potencia. En la Figura N° 2.30 se puede observar el diagrama de bloques de la familia PIC24F32KL.

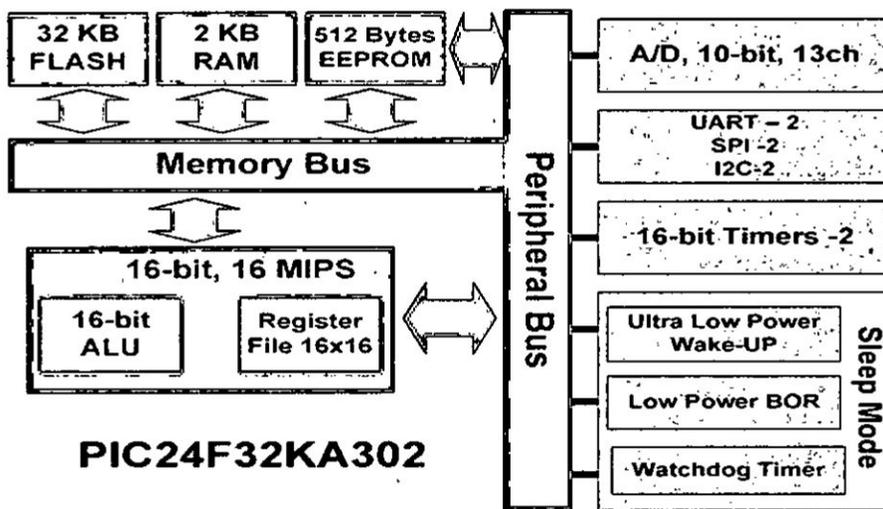
El PIC24F16KA102 dispone de las siguientes características:

- Capacidad de memoria de 16 KB y capacidad de memoria RAM de 1536 bytes.
- Rango de voltaje de operación de 1.8V a 3.6V.

- Modos de bajo consumo Deep Sleep (20nA), Sleep (25nA), RTC en Sleep (500nA) y WDT en Sleep (400nA)
- Conversor analógico digital de 10-bit, 9 canales, 500k muestras por segundo, buffer de profundidad 16
- Dos comparadores analógicos rail-to-rail
- 2 módulos UART, FIFO de profundidad 4
- Módulo SPI con FIFO de profundidad 8
- Módulo I2C con modo de maestro y esclavo
- Hardware RTCC, Real-Time Clock Calendar y Alarms

Figura N° 2.30

DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA FAMILIA PIC24F32KL



Fuente: Elaboración propia

La empresa Microchip brinda herramientas de hardware para validar y desarrollar soluciones utilizando sus soluciones basadas en microcontroladores. Para el caso del microcontrolador PIC24 tiene la Tarjeta de desarrollo XLP 16-bit. Esta tarjeta ha sido diseñada como una plataforma para el desarrollo en bajo consumo de energía que permite el diseño de soluciones con corrientes tan bajas de 20nA.

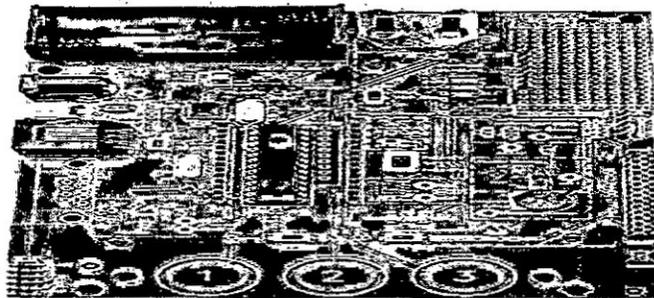
Además esta tarjeta es apropiada para la creación de prototipos en muchas aplicaciones de baja potencia incluyendo sensores de RF, data loggers, sensores

de temperatura, cerraduras electrónicas, sensores de medición, control remoto, sensores de seguridad, tarjetas inteligentes y recolección de energía [34]. Esta tarjeta tiene las siguientes características:

- Lleva integrado el PIC24F16KA102 (Flash de 16KB, 28 pines, dispositivo XLP con 20nA de corriente en modo Deep Sleep).
- Soporta otros dispositivos PIC24F en 20 o 28 pines.
- Los terminales de medición de corriente permite la medición de los niveles de corriente de la tarjeta o los dispositivos.
- Botones de sensado capacitivo mTouch para la entrada de usuario.
- Interface USB para alimentación y comunicación con la PC.
- Lleva integrada una memoria EEPROM serial SPI 24AA256 de baja potencia (100nA en Sleep, 1.7V de alimentación).
- Cristal oscilador para el reloj principal y el RTCC (Real Time Clock and Calendar).
- Potenciómetro (conectado al ADC de 10 bits, canal de entrada analógica).
- Sensor de temperatura de salida analógica y sensor de temperatura CTMU.
- Leds para indicación.
- Opciones de energía: AAA, CR2032, Energy Harvesting, USB, alimentación externa o 9V.

Figura N° 2.31

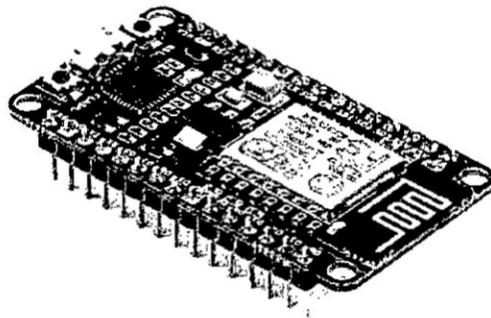
TARJETA DE DESARROLLO XLP DEL PIC24



Fuente: Microchip [34]

e.2) NodeMCU ESP12E. El módulo NodeMCU (mostrado en la Figura N° 2.32) es una plataforma de código abierto para el Internet de las cosas el cual se implementa con el microcontrolador de 32 bits ESP8266. Este dispositivo consume en el modo de transmisión 170mA pero la ventaja es que en modo de bajo consumo es menor de 10uA [31].

Figura N° 2.32
MÓDULO NODEMCU V.10



Fuente: Kurniawan A. [31]

El NodeMCU dispone de varias formas para configurarlo y programarlo. El primero de ellos es usando comandos AT, la cual es la forma más rápida de tener acceso al módulo y se encuentra preinstalado en todos los módulos NodeMCU por defecto. Este modo nos permite configurar y enviar datos usando el módulo de conexiones UART sin tener que programar directamente sobre el microcontrolador.

Actualmente el lenguaje de programación LUA es el que se está difundiendo y tiene una amplia variedad de librerías y ejemplos de uso. Este es un lenguaje del tipo script y su implementación para el ESP8266 se conoce como firmware NodeMCU Lua y se puede descargar libremente. Otra alternativa conocida es el uso del entorno de desarrollo de Arduino, el cual es de vital importancia a la comunidad de hardware de código abierto y el punto de entrada para la mayoría de aficionados en el mundo de los circuitos y proyectos para microcontroladores.

Una de las principales atracciones del software de programación de la plataforma de desarrollo Arduino es su relativa baja complejidad que permite construir algo de forma rápida y sencilla. El entorno de desarrollo integrado (IDE) Arduino es gratuito para descargar desde Internet y aparentemente tiene capacidades limitadas, sin embargo tiene funciones que puede para cubrir todas las requerimientos que se necesitan para el desarrollo de proyectos relacionados al Internet de las cosas. Las ventajas del módulo NodeMCU sobre el microcontrolador del Arduino UNO [32] se muestran en la Tabla N° 2.6.

La utilización del módulo NodeMCU permite poder desarrollar dispositivos embebidos con conexión WiFi sin necesidad de comprar un módulo externo, ya que se realiza la programación sobre el mismo microcontrolador del módulo.

Tabla N° 2.6

COMPARACIÓN DEL MÓDULO NODEMCU CON ARDUINO

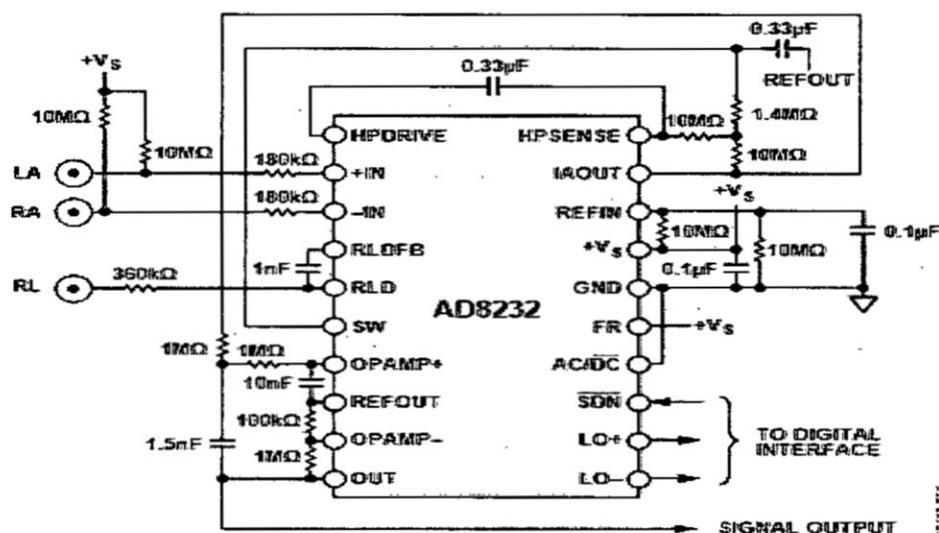
	NodeMCU	Arduino(UNO)
GPIOs	17 (Máximo)	14 (20 con analógicos)
Entrada analógica	1	6
Salidas PWM	8	6
Velocidad de reloj	80 MHz	16 MHz
Procesador	Tensilica	Atmel
SRAM	45 Kbytes	2Kbytes
Flash	512 Kb	32 Kbytes
Voltaje de operación	Externa:5V Interna:3.3V	5V
Max. Corriente por I/O	12mA	40mA
UART (hardware)	1	1
Conexión WiFi	Si	No

Fuente: Kolban N. [32]

e.3) Dispositivos Sensores. Entre algunos dispositivos sensores orientados a su uso con sistemas embebidos de pequeñas dimensiones y con bajo consumo de energía tenemos:

- **AD8232.** Este circuito integrado está diseñado para extraer, amplificar y filtrar señales ECG. Cuando se usa este integrado es necesario considerar criterios del tipo de señal, la magnitud, frecuencia de adquisición de datos y consumo de energía [22]. Este integrado dispone de filtros integrados del tipo pasa-alto de 2 polos, que puede ser configurado a 0.5Hz para la eliminación de ruidos de muy baja frecuencia y un filtro pasa-bajo el cual puede configurarse a 40Hz, para la eliminación del efecto Aliasing. Además, se puede configurar para tener una ganancia de 100.

Figura N° 2.33
POLARIZACIÓN DEL AD8232



Fuente: Analog Devices – AD8232 [22]

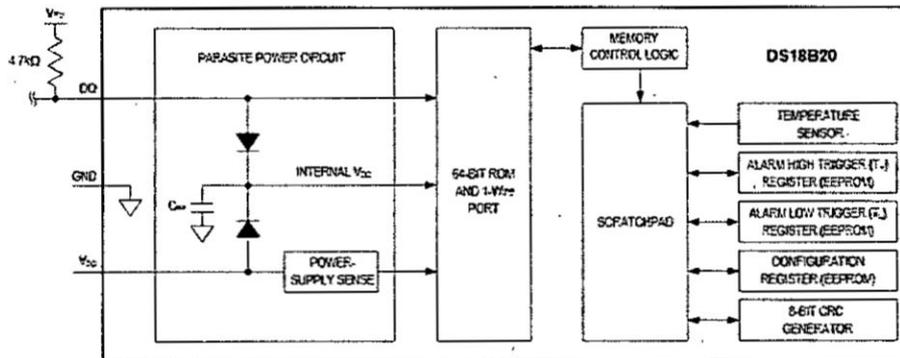
El AD8232 dispone de 3 salidas para realizar las conexiones de los electrodos (RA: brazo derecho, LA: brazo izquierdo y RL: pierna derecha) y una salida analógica de 3.3V para conectar un ADC. El esquema de polarización de este circuito integrado se observa en la Figura N° 2.33. Entre sus características tenemos:

- Interface de adquisición de ECG de 1 derivación.
- Alimentación de 2 a 3.5V.
- Bajo consumo de corriente de 170uA.

- Configuración para usar 2 o 3 electrodos.
- Filtro ajustable pasa alta de 2 polos.
- Filtro ajustable pasa baja de 3 polos con ganancia ajustable.
- Pin de apagado.
- **DS18B20.** Este dispositivo es un sensor de temperatura digital fabricado por la empresa Maxim Integrated y su encapsulamiento es del tipo TO-92, siendo su presentación más comercial la de un tubo de acero con un cable, para uso en ambientes interiores y exteriores [35]. Cada sensor dispone de una dirección de hasta 64 bits la cual sirve para identificarlo. Los bloques que componen este sensor se muestra en la Figura N° 2.34.

Figura N° 2.34

DIAGRAMA DE BLOQUES DEL DS18B20



Fuente: DS18B20 Datasheet [35]

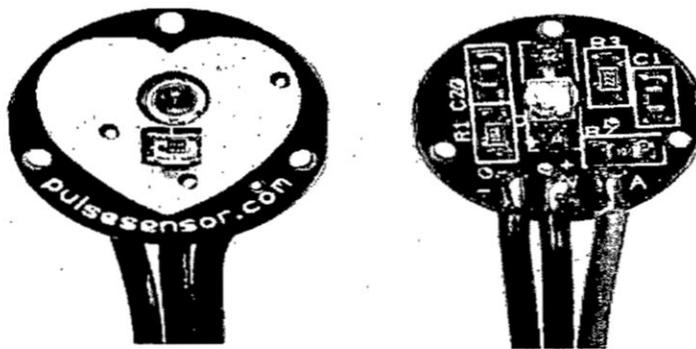
Este sensor dispone de 2 tipos de alimentación. La primera de ellas es usando el pin de datos y se usa cuando el sensor se coloca a distancias grandes. Otra forma es usando la alimentación externa, teniendo una tensión independiente y estable para el sensor. Sus características son:

- Sensor digital.
- Comunicación por protocolo OneWire.
- Resolución de 9 y 12 bits.
- Rango de temperatura de -50 a 125 grados centígrados.
- Precisión de +/-0.5 grados.

- **Sensor de Pulso.** Este módulo es un dispositivo de plug-and-play del fabricante "World Famous Electronics llc" (SEN-11574) que puede ser usado por un dispositivo embebido con módulo ADC para detectar y obtener la señal del pulso [36]. Funciona básicamente un fotopletismógrafo que permite obtener señales relacionadas al volumen sanguíneo como consecuencia de la actividad cardiaca y obtiene la señal de pulso mediante el uso de un opto-acoplador que ilumina la piel con luz que emite un diodo LED. Luego se mide la cantidad de luz transmitida o reflejada utilizando un fototransistor.

Figura N° 2.35

SENSOR DE PULSO SEN-11574



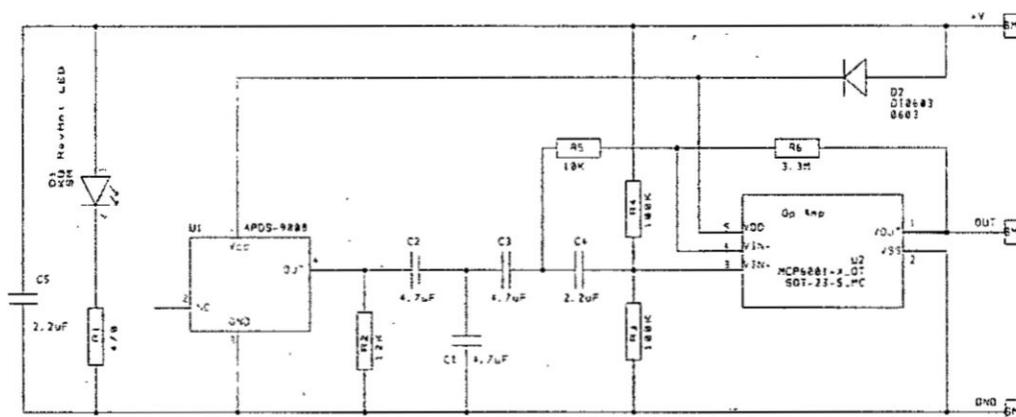
Fuente: Pulse sensor datasheet [36]

El módulo tiene un sensor de ritmo cardiaco óptico, una etapa de amplificación y un filtro para el ruido, lo cual hace que su señal de salida sea estable. El consumo de corriente es de 4mA con una alimentación de 3V a 5V y las lecturas pueden ser adquiridas por un módulo ADC. Es recomendable no usar el sensor mientras el sistema embebido se encuentre conectado a la red eléctrica.

- **Acelerómetro.** El acelerómetro es un dispositivo que miden la aceleración, que es la tasa de cambio de la velocidad de un objeto la cual se mide en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) o en las fuerzas G (g). La aceleración se puede medir en los 3 ejes utilizando un sensor del tipo micromecanizado capacitivo con tecnología MEMS (Sistemas

Microelectromecánicos) [37]. Los bloques del acelerómetro ADXL345 se observa en la Figura N° 2.37.

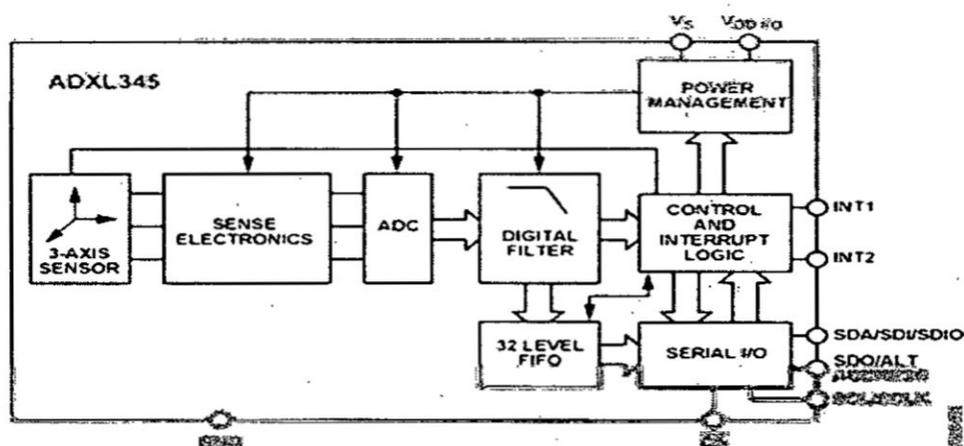
Figura N° 2.36
DIAGRAMA CIRCITAL DEL SENSOR DE PULSO



Fuente: Pulse sensor datasheet [36]

El sensor ADXL345 es un sensor del tipo acelerómetro de bajo consumo en modo normal y en modo de reposo el cual tiene interfaces de comunicación del tipo SPI e I2C.

Figura N° 2.37
BLOQUES DEL ACCELERÒMETRO ADXL345



Fuente: ADXL345 datasheet [37]

Este dispositivo dispone de rangos de medición que se pueden ajustar y con una resolución de hasta 13 bits. Un componente importante del sensor es que tiene 2 pines de interrupción que se puede configurar para enviar pulsos ante la ocurrencia de diferentes eventos, como golpes y detección de caída libre. Entre las características más importantes tenemos:

- Detección de doble golpe.
- Detección de caída libre.
- Tiene 2 pines de interrupción para eventos.
- Voltaje de alimentación de 2V a 3.6V.
- Consumo de corriente en lectura de 40uA.
- Interfaz de comunicación digital SPI/I2C.
- Medición de aceleración en los 3 ejes.
- Detección de hasta 16g.

f) Tecnologías en nube para el monitoreo remoto

El desarrollo de una solución de monitoreo remoto implica la transmisión de información a la nube o Internet desde objetos físicos con sensores. Esta descripción corresponde al concepto de Internet de las Cosas (IoT), el cual describe que objetos físicos cotidianos estarán conectados a Internet y podrán identificarse con otros dispositivos.

El uso de aplicaciones para el acceso a la información permite que los usuarios puedan aumentar su productividad al automatizar las tareas diarias de adquisición de datos de los equipos sensores. Las aplicaciones son desarrolladas con la idea que los usuarios puedan usarlas de forma intuitiva siendo estas del tipo escritorio o WEB dinámicas.

f.1) Plataforma de aplicaciones. Para que exista el IoT debe existir una “plataforma de aplicaciones” [38] las cuales deben tener tres componentes principales:

- **Conexiones basadas en la Nube.** Para que existan soluciones basadas en IOT están deben existir virtualmente en algún lugar de Internet, lo cual es

diferente a muchas soluciones comunes que se despliegan y administran sólo dentro de una institución. Por esta razón, para que soluciones basadas en plataformas de aplicaciones IoT tengan éxito, deben ser gestionadas, mantenidas y accesibles desde prácticamente cualquier lugar del mundo.

- **Conectividad.** Las aplicaciones IoT se centran en la conectividad y deben proporcionar un vínculo común entre esos dispositivos y sus datos. Cada dispositivo tiene información importante que transmitir y es esa información impulsa las decisiones empresariales inteligentes.
- **Orientado a los datos.** La plataforma de aplicaciones IoT debe aprovechar la conectividad en la nube para adquirir datos de los dispositivos de hardware y convertirlo en información. Usando esa información, las empresas, entidades o personas pueden entender lo que sus dispositivos y tomar decisiones con esta información.

f.2) Computación en nube. El IoT inicia en la etapa donde las cosas comienzan a transmitir información a Internet. Es a partir de aquí que todos los datos necesitan un lugar donde enviarse y por esto surge el “Cloud Computing” o computación en nube y las siguientes soluciones tecnológicas:

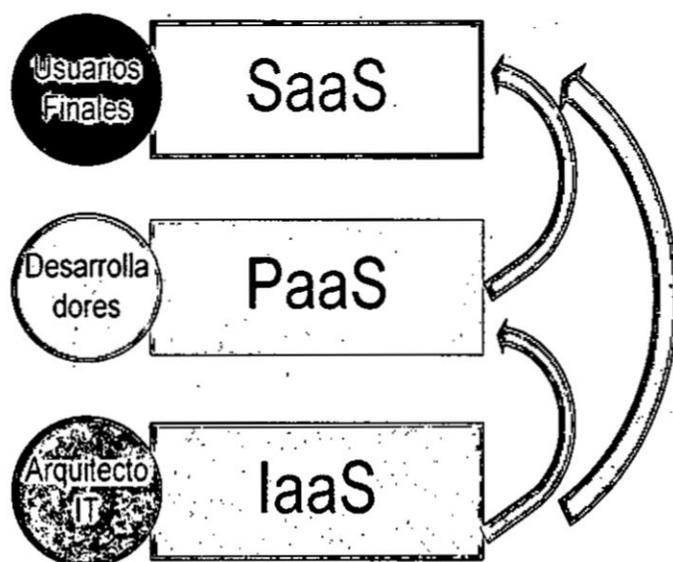
- **Software como servicio (SaaS Software as a Service).** Se define como cualquier servicio basado en la web a los cuales se accede a través del navegador sin preocuparnos por la implementación del software del software. Es decir, el desarrollo, despliegue, mantenimiento, actualizaciones y seguridad es responsabilidad del proveedor del servicio. Los usuarios se ubican en la última capa de servicio por lo tanto si el servicio está fuera de línea es responsabilidad de proveedor. Como ejemplos más conocidos tenemos: los servicios de correo electrónico (Gmail, yahoo, etc), DropBox, Google Docs, etc. En el caso de SaaS usados para el IoT tenemos a: Ubidots, Adafruit.io, dweet.io, ThinkSpeak, Temboo, IFTT(IF/THEN) y Xively.
- **Plataforma como servicio (PaaS Platform as a Service).** Consiste de un entorno conteniendo componentes o módulos de software pre-configurado

para integrarse sobre una tecnología específica de desarrollo. Es decir se podría disponer de un sistema operativo que albergue un servidor Web, y ambiente para cargar software en lenguajes de programación como JavaScript o Perl. Estos tipos de servicio ofrecen a los usuarios una plataforma de desarrollo y herramientas de programación para desarrollar controlar nuestras propias soluciones, pero no permite controlar la infraestructura. Tenemos como ejemplo a servicios como Google App engine, Heroku, Openshift, AWS (Amazon Web Services), Microsoft Azure Web Sites.

- **Infraestructura como servicio (IaaS Infrastructure as a Service).** A diferencia que los PassS, se tiene un control y gestión también de la infraestructura donde se desplegaran las aplicaciones. La ventaja de este tipo de soluciones es que se puede gestionar la capacidad de la memoria, procesador y velocidad de cada servidor.

Figura N° 2.38

ESQUEMA GENERAL DE LAS LOS SERVICIOS SAAS, PAAS E IAAS



Fuente: Elaboración propia

f.3) **Tecnologías MEAN.** Como alternativa para servicios PaaS orientados al IoT, han surgido una serie de herramientas llamadas MEAN [40], las cuales consisten

en un conjunto de lenguajes de programación y software de desarrollo conformado por: MongoDB, ExpressJs, AngularJS y Node.JS. Todas estas herramientas comparten el uso del lenguaje JavaScript tanto para las interfaces gráficas, conectividad de bajo nivel y lógica de procesos.

- **MongoDB.** Es una base de datos no relacional (NoSQL) de código abierto que administra los datos en formato JSON organizándolos en estructuras o documentos para realizar integraciones de datos más veloces. Usa como lenguaje de consultas el Javascript en lugar de consultas SQL y se integra perfectamente con Node.JS
 - **Express.js.** Es un framework del lado del servidor (back-end web framewrok) para desarrollar aplicaciones Web usando Node.js. Permite tener de forma rápida y ordenada un entorno organizado de archivos para desarrollar proyectos con Node.js
 - **AngularJS.** Es un framework que permite el desarrollo de aplicaciones del lado del cliente (front-end) usando el patrón de desarrollo MVC (Modelo-Vista-Controlador) permitiendo crear páginas "Single Page Applications".
- Node.JS.** Es un entorno de programación el cual interpreta el código JavaScript pero desde el lado del servidor (backend) y permite que nuestra aplicación tenga funcionalidades de ejecución de eventos de forma asíncrona. Sus características más importantes son: Programación asincrónica, programación orientada a eventos y admite integración de módulos externos para aumentar sus funcionalidades. El objetivo de Node.js es que las aplicaciones creadas tengan altas capacidades de escalabilidad en un único procesador, es decir que no vean limitadas su capacidad de atender a usuarios por la cantidad de memoria.

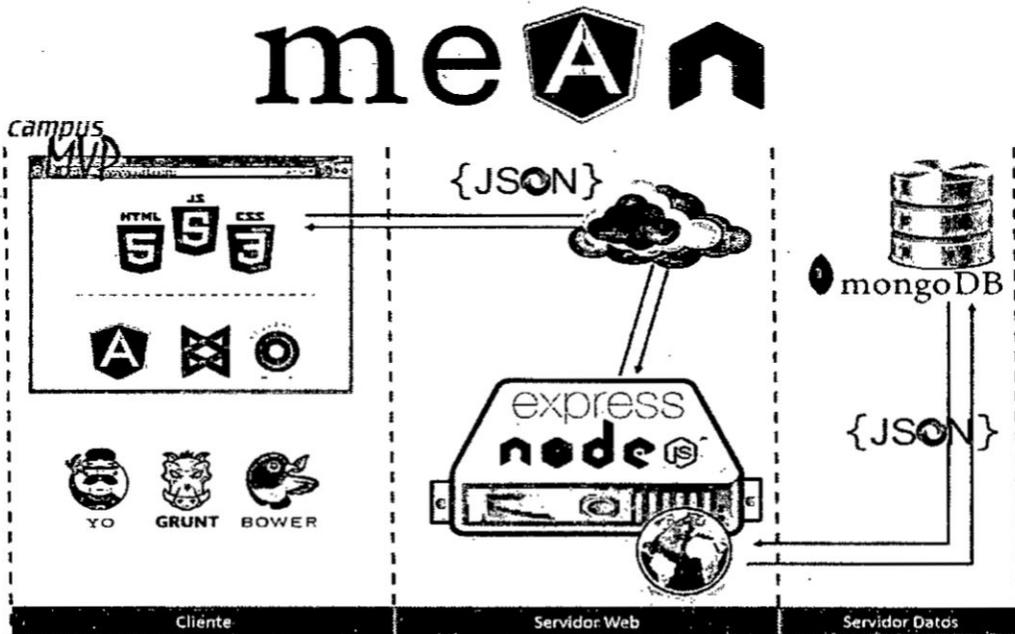
Node.Js encaja muy bien en el desarrollo de aplicaciones para el IoT debido a que su ciclo de vida se basa en la recolección de datos, comunicación, análisis y actuación, podemos fijarnos que Node.js con JavaScript pueden estar en todas las etapas. Tarjetas de desarrollo con sistemas operativos embebidos, módulos de desarrollo de hardware de código abierto, entre otros, pueden desarrollar aplicaciones usando

Node.JS. Además existen módulos de software desarrollado para node.js que sirven para realizar comunicaciones usando protocolos MQTT, Websockets o HTTP, específicamente para hardware embebido con conexión a la nube.

La escalabilidad de las aplicaciones representa un obstáculo debido a que el crecimiento de los datos es ilimitado por lo que se requiere que la administración de datos y el diseño de los sistemas en la nube cambie. Es por estas razones que Node.js se ha visto beneficiado para su uso debido a que dispone de varios atributos que lo están haciendo popular para desarrollar soluciones orientadas a aplicaciones IoT.

Figura N° 2.39

ESQUEMA DE MÓDULOS DE SOFTWARE USADOS EN APLICACIONES
MEAN



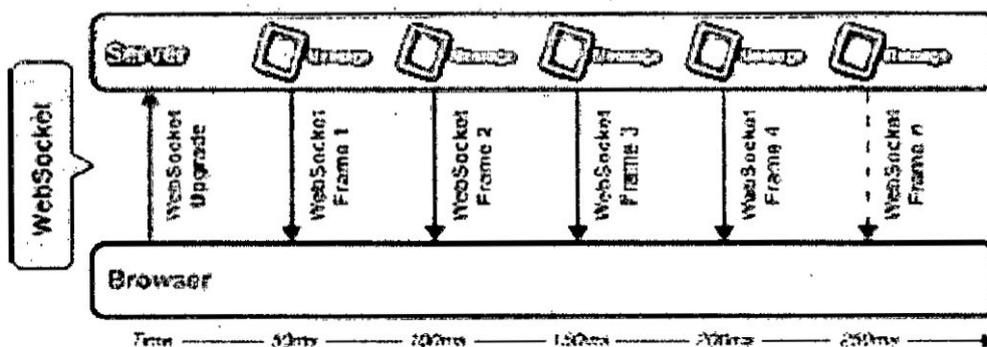
Fuente: Alarcón J. [40]

f.4) **Protocolos de comunicación.** A continuación se describirá una serie de protocolos de comunicación usados para transmitir información a aplicaciones en Internet [39].

- **REST.** Es una arquitectura de desarrollo basada totalmente en HTTP para intercambiar datos en cualquier formato. Está basado en las siguientes características fundamentales: protocolo de comunicación sin estado, operaciones definidas (GET, POST, PUT), sintaxis URI y uso de recursos usando HTML y XML.
- **WebSocket.** WebSockets es una extensión de la idea de socket TCP/IP. Mientras HTTP se desarrolló para el World Wide Web y ha sido utilizado por los exploradores de Internet, tiene limitaciones.

Figura N° 2.40

CONEXIÓN WEBSOCKET ENTRE UN CLIENTE Y UN SERVIDOR



Fuente: Wang V. [39]

Un detalle fundamental es como HTTP maneja las conexiones de los clientes, donde cada vez que se realiza una solicitud para descargar una página web HTML o una imagen, se abre un puerto, se transfieren los datos y luego se cierra la conexión. Otras de las limitaciones de las conexiones HTTP, es que el servidor no puede enviar datos al explorador de Internet cuando sea necesario a menos que el cliente realice peticiones al servidor de forma periódica. Estas limitaciones antes mencionadas no

ocurren con los Websockets, los cuales realizan una conexión full duplex persistente con el servidor para realizar transferencia de datos y cualquiera de los dos puntos de la conexión puede enviar datos cuando sea necesario. En las conexiones de datos con Websockets se evita el envío de información de las cabeceras cada vez que envían datos y de esta forma se optimiza la transferencia de información.

- **MQTT.** Denominado “Message Queue Telemetry Transport”, es un protocolo de conectividad para sistemas de comunicaciones Machine-to-Machine usado en el IoT y su funcionamiento está basado en mensajes de “suscripción” y “publicación”. La arquitectura MQTT sigue una topología estrella en la cual el nodo central funciona como “broker” o servidor de la red. Este “broker” se encarga de gestionar la red y de recibir y transmitir y recibir mensajes. Las comunicaciones se basan en uso de “topics”, sobre los cuales un cliente puede “publicar” un mensaje y si otros clientes desean recibirlo, pueden suscribirse a este tópico. Entre los métodos que define el MQTT tenemos: Conexión, desconexión, suscribir, cancelar suscribir y publicar. Entre las características que nos brinda MQTT a diferencia de WebSocket tenemos:
 - Nos brinda mecanismos de comunicación de alto nivel.
 - Tiene la posibilidad de incluir calidad de servicio.
 - Usa una mínima cantidad de sobrecarga de información en la comunicación.
 - Está diseñado para su uso en dispositivos hardware con limitadas capacidades de procesamiento.

Aunque existen maneras de encapsular comunicaciones MQTT en Websockets, el detalle a considerar es que con Websockets se pueden crear soluciones más específicas, que no son adecuadas con MQTT, como por ejemplo transmisión de datos en tiempo real de sensores a altas frecuencias.

2.3. Definición de términos básicos

API. Application Programming Interface.

ADC. Analog Digital Converter.

ATM. Asynchronous transfer mode

Arquitectura. Diseño del conjunto de relaciones que existen entre las partes que componen un sistema.

Bluetooth. Especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal para transmisión de voz y datos a corta distancia.

bps. Bits por segundo

Causalidad. Estado que indica que la salida de un sistema depende sólo de los valores presentes y pasados de la entrada al mismo.

CSMA/CA. Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance

CoAP. The Constrained Application Protocol

Gateway. Dispositivo que actúa de interfaz de conexión entre dos tipos de redes de comunicación.

GSM. Global System for Mobile communications.

GHz. Gigahertzio, múltiplo en 1000000 de la unidad de medida de frecuencia hercio.

GPRS. General Packet Radio Service.

DSP. Digital Signal Processing.

Evaluación. Es la acción de estimar, calcular y señalar el valor de las pruebas realizadas en el sistema.

IEEE. Institute of Electrical and Electronic Engineers.

FPGA. Field Programmable Gate Array.

Firmware. Es un programa informático desarrollado bajo un lenguaje de programación, que se encuentra grabado en una memoria física por ejemplo del tipo FLASH o ROM.

I2C. Inter-Integrated Circuit.

IP. Internet Protocol.

Machine Learning. Consiste en el aprendizaje automático cuyo objetivo es desarrollar técnicas que permitan a los sistemas computacionales aprender.

Memoria FLASH. Es un circuito integrado que permite la lectura y escritura de datos en diferentes posiciones de memoria.

Memoria ROM. Es un circuito integrado que consiste en una memoria de acceso secuencial para almacenar datos pero de sólo lectura.

mA. Es la unidad de medida de corriente eléctrica en miliamperios.

mV. Es la unidad de medida de tensión eléctrica en milivoltios

mW. Es la unidad de medida de potencia eléctrica en miliwatios.

MIPS. Microprocessor without Interlocked Pipeline Stages.

Modelamiento. Reproducción concreta e ideal de un objeto o de un fenómeno con la finalidad de experimentar y estudiarlo.

OSI. Open System Interconnection.

PLL. Phase-locked loop

PC. Es el término utilizado para referirse a computadora de escritorio.

RTC. Real Time Clock.

Router. Es un dispositivo que proporciona conectividad a nivel de red en la capa 3 tres en el modelo OSI y su función principal consiste en enviar o encaminar paquetes de datos de una red a otra.

RFID. Radio Frequency Identification.

TCP. Transmission Control Protocol.

Tiempo real. Es un sistema que interactúa con un medio de comportamiento conocido en relación con sus entradas y salidas, cumpliendo restricciones temporales para funcionar correctamente.

SPI. Serial Peripheral Interface.

Servidor. Es un equipo informática que brinda servicios de hardware o software a otros dispositivos.

Sistema embebido. Es un sistema de computacional diseñado para realizar una o algunas pocas funciones dedicadas en dispositivos electrónicos con bajos recursos de hardware.

Simulación. Se refiere al conjunto de procesos y técnicas para realizar experimentos en una computadora.

UART. Universal Asynchronous Receiver-Transmitter.

URI. Uniform resource identifier

UTMS. Universal Mobile Telecommunications System.

Unidad de procesamiento. Dispositivo electrónico encargado de realizar un procesamiento sobre las señales entregadas por sensores.

uA. Es la unidad de medida de corriente eléctrica en microamperios.

uV. Es la unidad de medida de tensión eléctrica en microvoltios.

WiFi. Wireless Fidelity.

WPAN. Personal Area Network.

WLAN. Wireless Local Area Network.

XLP. Extreme Low Power

XML. Extensible Markup Language

III. VARIABLES E HIPÓTESIS

3.1 Definición de las variables

En el presente trabajo se define las siguientes variables:

a) Variable Independiente

Red inalámbrica de sensores

Indicadores

- Arquitectura y especificaciones de diseño para la implementación de una red inalámbrica de sensores.
- Tecnologías de comunicación inalámbricas utilizadas en nodo sensores.
- Nodos sensores inalámbricos con bajo consumo de energía para el monitoreo remoto de variables fisiológicas.

b) Variable dependiente

Monitoreo remoto de variables fisiológicas

Indicadores

- Sistema de monitoreo remoto de variables fisiológicas

La investigación aportará información al programa de ingeniería biomédica en el ámbito de la telemedicina. El desarrollo e implementación del prototipo del sistema se realizará en el Instituto Nacional de Investigación y capacitación en Telecomunicaciones (INICTEL-UNI), dentro de los laboratorios de la Dirección de Investigación y de Desarrollo Tecnológico como parte del proyecto de la coordinación III llamado "Investigación y desarrollo de nodos sensores de bajo consumo de energía". Se realizará el estudio y desarrollo de herramientas tecnológicas que permitan el monitoreo remoto y continuo de variables fisiológicas de personas evaluando los sistemas de comunicación inalámbrico más adecuados para nodos sensores con la finalidad de optimizar el consumo de energía.

3.2 Operacionalización de las variables

En el siguiente cuadro se tiene la relación coherente de las variables de investigación, las dimensiones y los indicadores en Tabla N° 3.1

Tabla N° 3.1
OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE DE ESTUDIO	DIMENSIONES	INDICADORES
<p>VARIABLE INDEPENDIENTE Red inalámbrica de sensores</p> <p>VARIABLE DEPENDIENTE Monitoreo remoto de variables fisiológicas</p>	<p>Dimensión :1 Elaboración de una red de sensores inalámbrica.</p> <p>Dimensión: 2 Construcción de nodos sensores para adquirir las señales de variables fisiológicas.</p> <p>Dimensión : 3 Implementación de un sistema de monitoreo remoto</p>	<p>1.1 Arquitectura y especificaciones de diseño para realizar la implementación de una red inalámbrica de sensores.</p> <p>1.2 Tecnologías de comunicación inalámbricas utilizadas en nodo sensores.</p> <p>1.3 Nodos sensores inalámbricos con bajo consumo de energía para el monitoreo remoto de variables fisiológicas.</p> <p>2.1 Sistema de monitoreo remoto de variables fisiológicas</p>

Fuente: Elaboración propia

3.3 Hipótesis general e hipótesis específicas

3.3.1. Hipótesis general

Mediante la implementación del sistema prototipo de una red inalámbrica de sensores se puede realizar el monitoreo remoto de variables fisiológicas temporales en pacientes ambulatorios.

3.3.2. Hipótesis específicas

- **Hipótesis específica 1.** La propuesta de una arquitectura y especificaciones de diseño para la implementación de una red inalámbrica de sensores permite la transmisión y monitoreo remoto de variables fisiológicas.

- **Hipótesis específica 2.** La evaluación de tecnologías de comunicación inalámbricas permite implementar una red de sensores para el monitoreo remoto de variables fisiológicas.
- **Hipótesis específica 3.** El desarrollo de nodos inalámbricos de sensores con bajo consumo de energía permite el monitoreo remoto de variables fisiológicas.

IV. METODOLOGÍA

4.1 Tipo de investigación

Por la naturaleza de esta investigación corresponde a la del tipo: Investigación Aplicada y Experimental.

En la investigación experimental se prueba las relaciones entre las variables mediante el control y manipulación de los sujetos y las condiciones. La investigación experimental se manipula una (o más) variable experimental no comprobada, con el fin de describir de qué modo o por qué causa se produce una situación o acontecimiento particular. Se modifica la variable independiente y observamos los cambios en la variable dependiente. En este caso no se van a analizar resultados ya generados, sino que estos se obtienen variando las condiciones en la implementación de las redes de sensores.

Además, también es del tipo Aplicada debido a que su objetivo es utilizar los conocimientos, descubrimientos y conclusiones de la investigación básica, para solucionar un problema concreto, mediante el desarrollo de una red de sensores y ver su efecto en la aplicación de monitoreo de parámetros fisiológicos.

4.2 Diseño de investigación

Para alcanzar los objetivos, desarrollar y probar la solución al problema objeto del estudio que se ha formulado en la hipótesis, fue necesario definir las etapas de investigación de la tesis con la finalidad de realizar la implementación del sistema de monitoreo sobre el cual se obtendrán los resultados, conclusiones y recomendaciones de la Tesis.

4.2.1 Etapas de la investigación

Las etapas de investigación de este trabajo son las siguientes:

- Definir los criterios de diseño para la construcción de nodos sensores de bajo consumo y seleccionar las tecnologías de comunicación inalámbrica a evaluar para la transmisión de datos a Internet.

- Definir y diseñar las interfaces electrónicas para la adquisición de datos de sensores fisiológicos seleccionados.
- Selección de escenarios de pruebas para transmisión de datos usando tecnologías inalámbricas y nodos sensores de bajo consumo.
- Implementación y pruebas de nodos sensores de bajo consumo de energía con redes inalámbricas ZigBee y Wi-Fi para la evaluación de los resultados.
- Elaboración, Preparación y presentación de resultados y sustentación

4.2.2. Criterios de diseño

Para el desarrollo de sistema de monitoreo planteado en esta tesis se partirá de algunos requerimientos iniciales, los cuales son:

1. Los nodos sensores deben colocarse sobre la superficie corporal
2. Los nodos sensores deberán adquirir y enviar datos que corresponden a señales fisiológicas electrocardiográficas, de temperatura y pulso cardíaco.
3. La adquisición y transmisión de datos se realizará de forma no atendida.
4. Los datos se deben visualizar de forma remota las 24 horas del día.
5. Los nodos sensores deben permitir evaluar las tecnologías inalámbricas ZigBee y Wi-Fi para realizar pruebas de consumo de energía.
6. La red inalámbrica de sensores debe tener un Gateway de comunicación con aplicaciones en Internet.

Según los requerimientos definidos anteriormente se consideran los siguientes criterios para el desarrollo del sistema de monitoreo con la red de sensores.

Criterio 1: De acuerdo al requerimiento inicial (1) la necesidad de enviar datos desde la superficie corporal exige que se utilice módulos inalámbricos.

Criterio 2: Según el requerimiento inicial (2) es necesario utilizar sensores que tomen datos para cada uno de los parámetros a medirse (señales electrocardiográficas, temperatura y pulso cardíaco), por lo cual se hace necesario implementar la electrónica correspondiente para la captura de datos contenida en las señales provenientes de cada sensor previo a su transmisión inalámbrica.

Criterio 3: El requerimiento inicial (3) exige que la electrónica asociada a cada nodo sensor sea de bajo consumo de energía razón por la cual en esta tesis se propone el uso de componentes electrónicos y módulos inalámbricos con funcionamiento en modo dormido o “Sleep”.

Criterio 4: El requerimiento inicial (4) exige para el sistema, definir el periodo de tiempo entre toma de datos para cada parámetro y crear un formato para los datos previo a su transmisión a través de la red.

Criterio 5: Según el requerimiento inicial (5) es necesario que los nodos sensores tengan interface de conexión para módulos de comunicación Wi-Fi y ZigBee.

Criterio 6: El requerimiento inicial (6) exige el uso de un módulo que comunique los nodos sensores con las aplicaciones en la nube ya sea utilizando redes ZigBee o Wi-Fi.

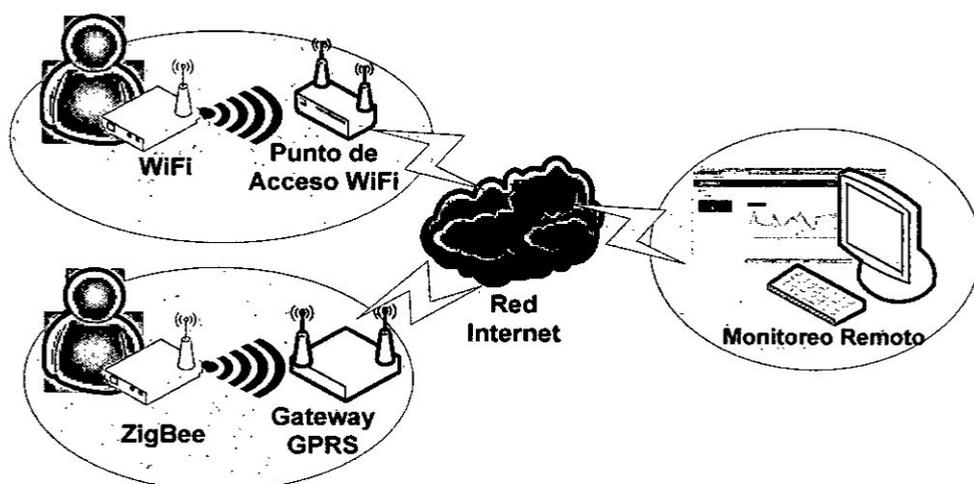
4.2.3. Descripción y características del sistema propuesto

a) Descripción general. La ventaja principal de un sistema para monitoreo remoto de señales fisiológicas es el provecho que se saca a las funcionalidades que nos brinda un dispositivo embebido que tenga los recursos necesarios para adquirir, procesar y transmitir información de forma inalámbrica. Gracias al desarrollo de una red de sensores inalámbrica, se logra que una persona pueda acceder a la información en cualquier momento del día a través de Internet debido a que las aplicaciones usan el protocolo de comunicación TCP/IP del tipo WebSockets y POST permitiendo el envío de masivo de datos. En el sistema propuesto se desarrolla un nodo sensor del tipo ECG que puede transmitir datos por una red ZigBee o Wi-Fi. Para el caso de los sensores de temperatura y pulso se utilizan nodos sensores basados en el módulo ESP12E al cual se le puede agregar un módulo Xbee para que disponga de acceso a una red ZigBee o Wi-Fi.

En la figura 4.1 se observa un esquema general del sistema propuesto. Los nodos sensores pueden realizar la transmisión de datos usando la tecnología ZigBee en cuyo caso es necesario el uso de un Gateway GPRS que reenvíe la información a

Internet. Si el nodo sensor utiliza la tecnología Wi-Fi se utiliza un punto de acceso inalámbrico que tenga acceso a la red Internet. En ambos casos la aplicación Web de monitoreo está diseñada para decodificar los datos y mostrarlos a un usuario de forma gráfica.

Figura N° 4.1
ESQUEMA GENERAL DEL SISTEMA.



Fuente: Elaboración propia

b) Funciones del sistema propuesto. De forma general la red inalámbrica de sensores para el monitoreo remoto tiene las siguientes características:

- **Adquisición y procesamiento de datos.** En el nodo sensor, las señales fisiológicas son capturadas usando sensores que se encuentran conectados a un dispositivo embebido el cual realiza un procesamiento para eliminar el ruido relacionado a la adquisición de estas señales. En el caso de los sensores de electrocardiográficas y de pulso cardíaco, estos entregan señales del tipo analógicas por lo que es necesario usar una etapa de adaptación analógica antes que ingresen al módulo ADC para su digitalización.
- **Control de bajo consumo.** El consumo de corriente de los componentes electrónicos y circuitos de adaptación de sensores se controlan mediante interruptores digitales que desactivan todos los componentes del nodo

sensor cuando no se transmite información. De esta forma se aumenta el tiempo de vida del nodo sensor y se evita la descarga de la batería.

- **Transmisión de datos.** Los nodos de la red de sensores envían los datos inalámbricamente hacia un dispositivo centralizador o Gateway. A través de este dispositivo se establece esta comunicación inalámbrica con los servicios en la nube para transmitir y recibir los datos utilizando los protocolos de comunicación Websocket o HTTP POST.
- **Acceso remoto a la información.** Un servicio web recibe los datos que tienen como origen los nodos sensores. Este servicio web se encarga de la conexión y la recepción de los datos de los nodos sensores, realiza el procesamiento de los paquetes recibidos para fines de validación y luego envía los datos a los usuarios conectados a la interfaz de monitoreo Web. Los datos deben ser visualizados usando gráficos que muestran los cambios de las lecturas a través del tiempo de forma que se pueda ver algún cambio en los parámetros monitoreados.

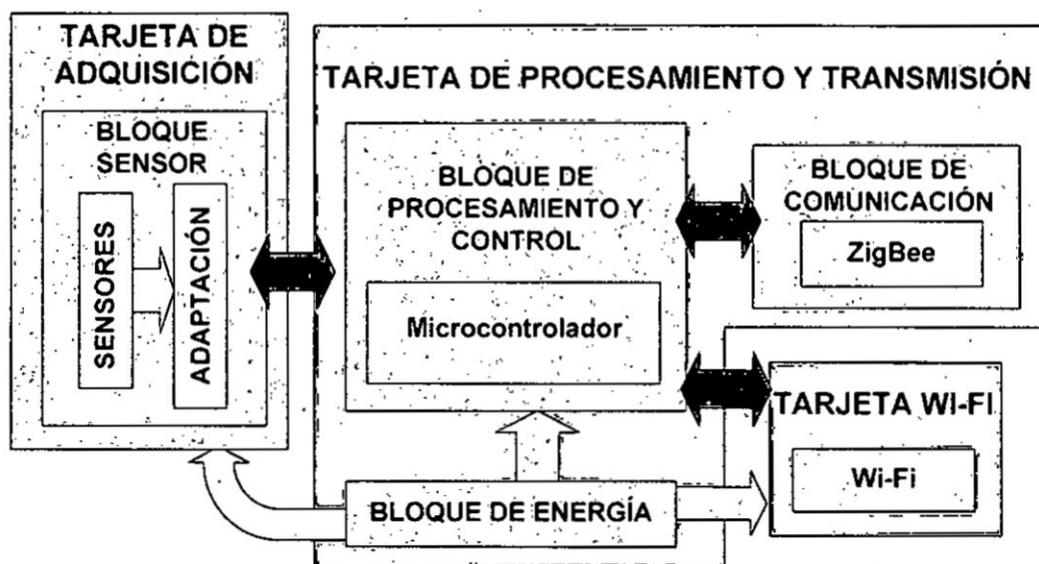
4.2.4 Nodo sensor ECG

a) **Bloques del nodo sensor.** El nodo sensor se diseña con componentes comerciales de bajo consumo de energía y alimentación con baterías, considerando el uso del modo Sleep y el control de la etapa de comunicación. Este nodo sensor está compuesto por los siguientes bloques:

- Bloque sensor.
- Bloque procesamiento y control.
- Bloque de energía.
- Bloque de comunicación.

Para realizar la implementación nodo sensor ECG es necesario utilizar 2 tarjetas electrónicas: Tarjeta electrónica de adquisición y tarjeta electrónica de procesamiento y transmisión. Para el caso de la transmisión Wi-Fi se usa un módulo externo que no está integrado en el nodo, como se muestra en la Figura 4.2.

Figura N° 4.2
BLOQUES DEL NODO SENSOR ECG



Fuente: Elaboración propia

b) **Tarjeta electrónica de adquisición.** En el caso de la tarjeta de adquisición esta se encarga de implementar el bloque sensor de señales ECG

- **Bloque sensor.** Se encarga de adaptar la señal ECG usando el circuito integrado AD8232 el cual extrae, amplifica y filtra el ruido de muy baja frecuencia para luego adquirirlo con un módulo ADC. Para la elección de este integrado se consideraron criterios del tipo de señal, la magnitud, frecuencia de adquisición de datos y el bajo consumo de energía. El AD8232 aplica un filtro pasa-alto de 0.5Hz para la eliminación de ruidos de muy baja frecuencia y un filtro pasa-bajo de 40Hz, eliminando el efecto Aliasing. Además, se configura el integrado para tener una ganancia de 1100.

Como el nodo sensor se utiliza para fines de monitoreo de la señal ECG, no son necesarias frecuencias superiores a los 60Hz. Además dispone de 3 salidas para realizar las conexiones de los electrodos (RA: brazo derecho, LA: brazo izquierdo y RL: pierna derecha) y una salida analógica de 3.3V para un ADC. Las etapas por la que pasa la señal adquirida se muestran en la Figura 4.3.

Figura N° 4.3
ETAPAS DEL BLOQUE SENSOR

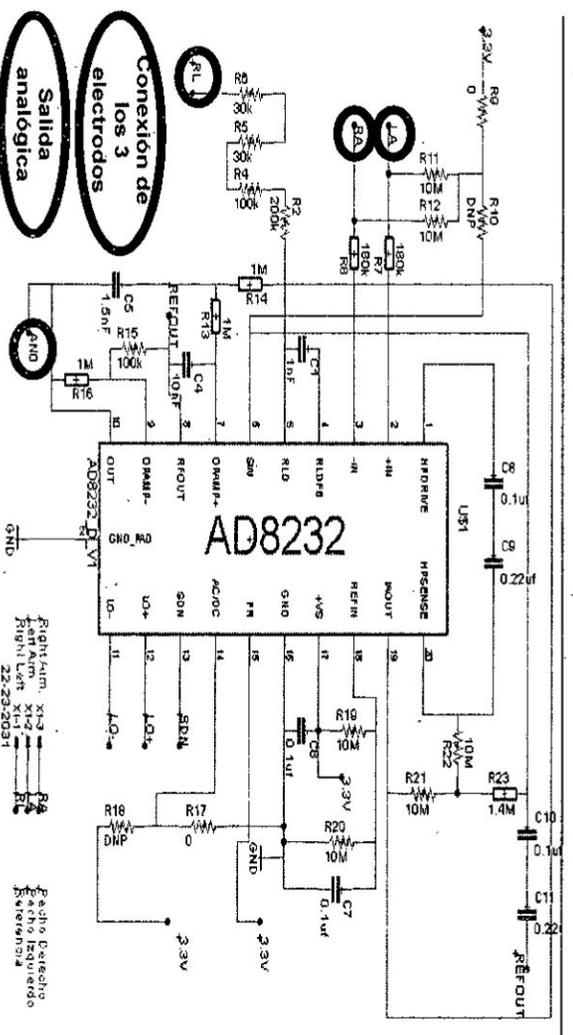


Fuente: Elaboración propia

En la figura 4.4 se puede observar el diseño del circuito esquemático del AD8232, donde las terminales de conexión para los electrodos RL (Right leg), LA (Left Arm) y RA (Right Arm) están círculos negros. Además se observa en un círculo verde la salida analógica luego de pasar por los filtros de eliminación de ruido, la cual puede ser ingresada a un canal ADC del microcontrolador PIC24.

Figura N° 4.4

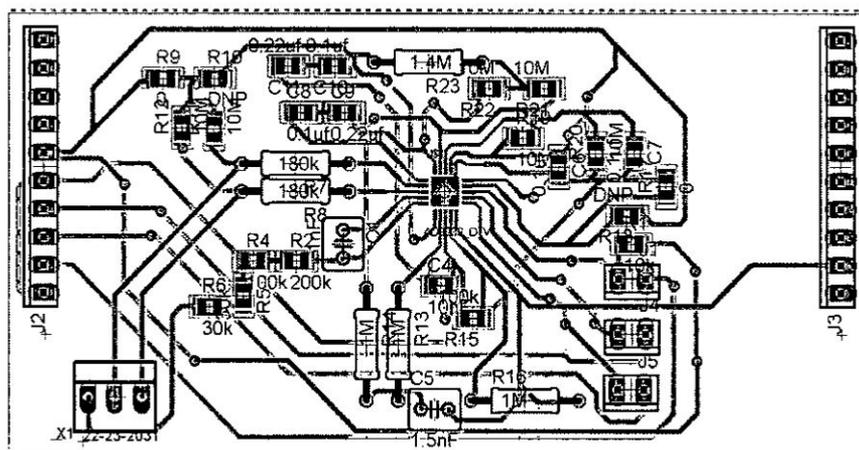
DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL CIRCUITO AD8232



Fuente: Elaboración propia

En la figura 4.5 se muestra el diseño del circuito impreso de la tarjeta de adquisición.

Figura N° 4.5
TARJETA DE ADQUISICIÓN



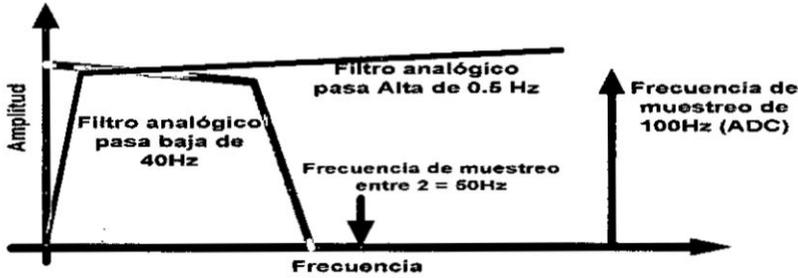
Fuente: Elaboración propia

c) **Tarjeta electrónica de procesamiento y transmisión.** La tarjeta de procesamiento y transmisión está compuesta de los bloques de procesamiento, comunicación y energía del nodo sensor ECG.

- **Bloque de procesamiento y control.** Este bloque tiene la tarea de adquirir las muestras de la señal amplificada por el bloque anterior, para lo cual se utiliza el microcontrolador de bajo consumo PIC2432KA302 XLP (Extreme Low Power) de la marca Microchip. Debido a que la señal del ECG ha pasado por un filtro analógico pasa-baja de 40Hz, utilizando el criterio de Nyquist, se realiza el muestreo a una frecuencia de 100Hz. Esta frecuencia es suficiente para realizar un monitor de la señal ECG y nos permite enviar una cantidad de muestras no muy elevado hacia la aplicación Web. Los datos digitalizados por el ADC pasan por una etapa de procesamiento implementado por un filtro digital programado en el microcontrolador, para eliminar los componentes mayores a 25 Hz. Una gráfica con las frecuencias se observa en la Figura 4.6. El microcontrolador de esta etapa controla el paso de tensión y corriente a

otros dispositivos electrónicos mediante un Mosfet FDN360 controlado por un pin digital.

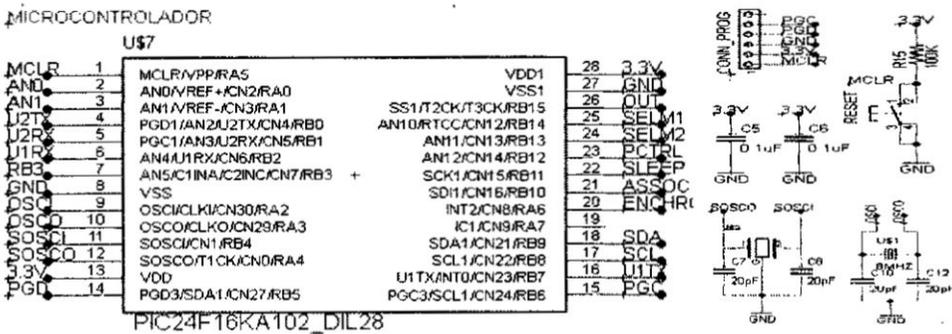
Figura N° 4.6
FRECUENCIAS DE MUESTREO Y FILTROS DIGITALES



Fuente: Elaboración propia

En el diseño circuital de este bloque se realiza la polarización del microcontrolador PIC24 colocando la señal del pin Reset a un nivel de tensión adecuado y los capacitores de polarización entre los pines de alimentación y los pines de tierra de la tarjeta. En la figura 4.7 se muestra el diagrama esquemático del microcontrolador.

Figura N° 4.7
ESQUEMÁTICO DE POLARIZACIÓN DEL MICROCONTROLADOR



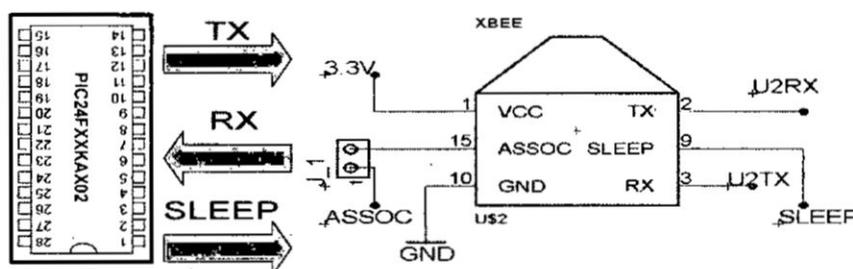
Fuente: Elaboración propia

- **Bloque de comunicación.** Consiste en un radio tranceptor y una antena, el cual permite la comunicación inalámbrica del módulo embebido ya sea por

Wi-Fi o ZigBee. En el caso de la comunicación por ZigBee se usa un módulo XBee Series 2 en modo de transmisión transparente lo que permite usar el puerto serie para el envío de información desde el microcontrolador.

La parte del esquemático del bloque de comunicación en la figura 4.8, muestra los pines de comunicación con el microcontrolador PIC24 y además de control SLEEP para el bajo de consumo de energía. Se observa que la alimentación del módulo Xbee viene directamente de los 3.3V, por lo que el control del consumo de corriente depende totalmente del microcontrolador.

Figura N° 4.8
ESQUEMÁTICO DEL BLOQUE DE COMUNICACIÓN



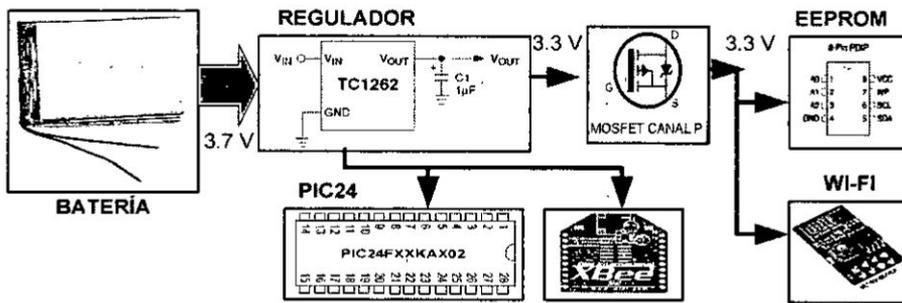
Fuente: Elaboración propia

Cuando se requiere la transmisión por Wi-Fi se usa la tarjeta de comunicación electrónica ESP8266 de bajo consumo de energía. Este módulo tiene la facilidad que se comunica por el puerto serial con el microcontrolador y puede entrar en modo de bajo consumo de energía. El uso de la conectividad WiFi se puede usar en ambientes interiores donde exista un Access Point WiFi con conexión a Internet y también en ambientes exteriores donde se use donde exista la disponibilidad de un Gateway Wi-Fi.

- **Bloque de energía.** En este bloque se considera el uso de una batería de Ion Litio de capacidad 2500mAh de 4.2 V, sin embargo los dispositivos requieren 3.3 V por lo que se usa un regulador TC1262 que entrega ese voltaje de salida y hasta 500mA de corriente y se caracteriza por tener una corriente de consumo baja de 80uA, lo cual es una ventaja para incrementar el tiempo de vida de la batería. La salida del regulador energiza directamente al microcontrolador y el Xbee, mientras que los demás componentes (incluido el

módulo de comunicación Wi-Fi) son energizados con el control de un transistor MOSFET. De esta manera, en el modo de bajo consumo, todos los componentes reducen su corriente de funcionamiento. En la figura 4.9 se muestra la distribución de energía en el sistema.

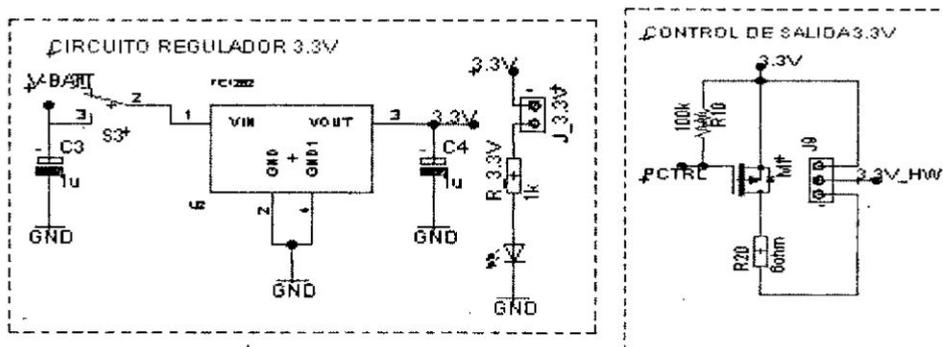
Figura N° 4.9
ESQUEMA DEL BLOQUE DE ENERGÍA



Fuente: Elaboración propia

La parte del esquemático del bloque de energía se muestra en la figura 4.10, donde se observa la polarización del regulador TC1262 y además la configuración del transistor Mosfet FDN360, donde a través de él se alimentará a otros circuitos integrados.

Figura N° 4.10
ESQUEMÁTICO DEL BLOQUE DE ENERGÍA

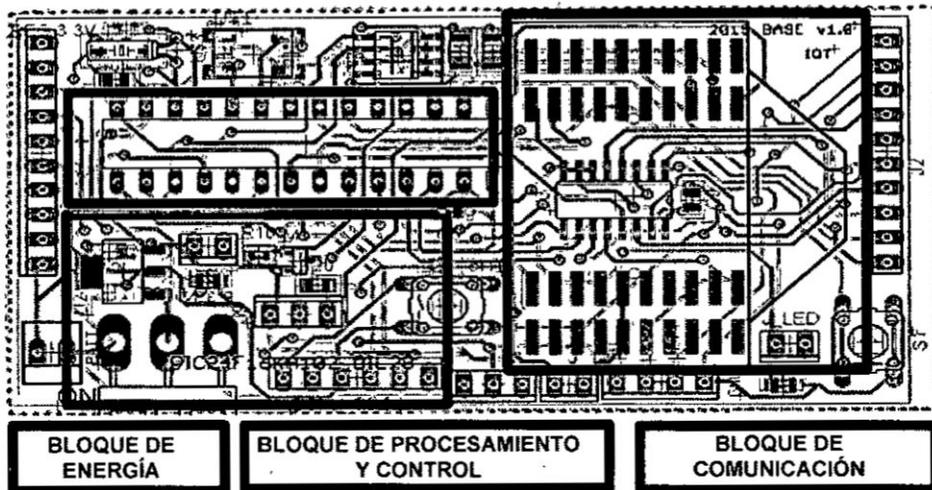


Fuente: Elaboración propia

En la figura 4.11 se muestra el diseño del circuito impreso del prototipo de la tarjeta de procesamiento y transmisión conformada por todos los bloques explicados anteriormente.

Figura N° 4.11

TARJETA DE PROCESAMIENTO Y TRANSMISIÓN



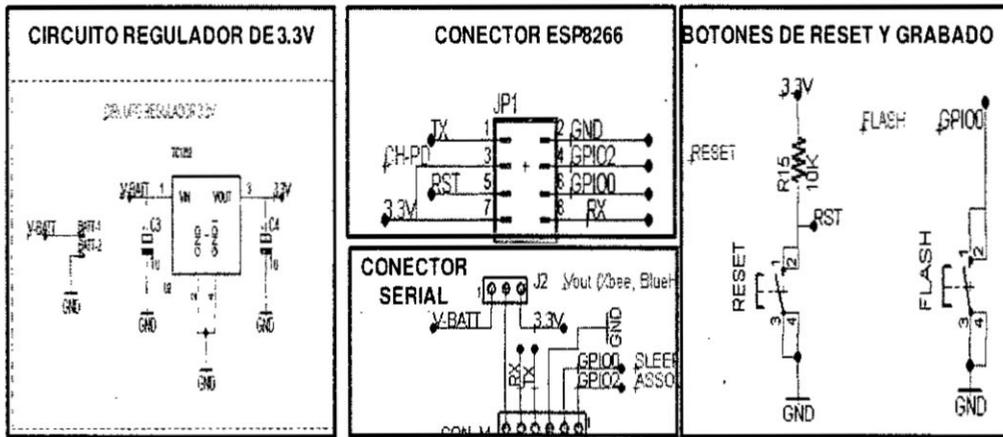
Fuente: Elaboración propia

d) **Tarjeta electrónica de comunicación Wi-Fi ESP8266.** Se diseñó la tarjeta electrónica para usar el módulo Wi-Fi ESP8266 como un medio para que “la tarjeta de procesamiento y control” del nodo sensor envíe información a Internet como una alternativa al ZigBee. Debido a que debe funcionar con tensiones de 3.3V, dispone de una etapa de regulación de energía mediante un regulador TC1262. La recepción de datos la realiza por el puerto serie y luego, mediante una algoritmos de comunicación programados en el microcontrolador embebido del ESP8266, se reenvía esta información a un servicio en la nube. El diseño del esquemático de la etapa de regulación, conector del puerto serial, conector del ESP8266 y los botones de reinicio y grabado del microcontrolador se muestran en la figura 4.12.

En la figura 4.13 se muestra el diseño del circuito impreso del prototipo de la tarjeta de electrónica de comunicación ESP8266.

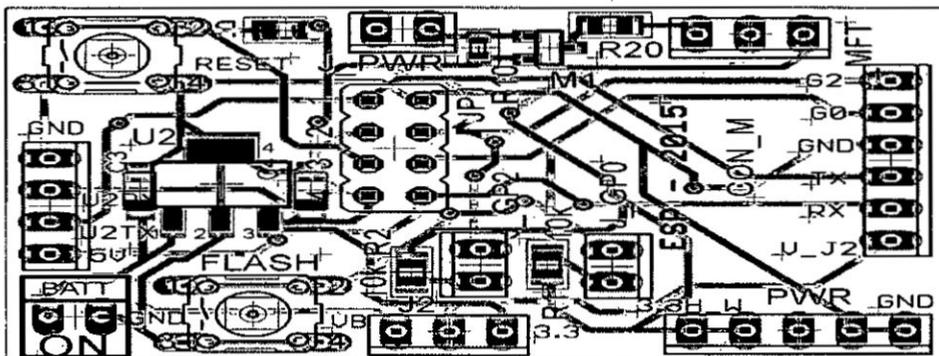
e) **Implementación del nodo sensor ECG.** Siguiendo los criterios para el desarrollo del nodo sensor ECG se realizó la construcción de 3 tarjetas de circuito impreso: Tarjeta de adquisición de señales ECG, tarjeta de procesamiento y transmisión; y tarjeta de comunicación WI-FI ESP8266.

Figura N° 4.12
ESQUEMÁTICO DEL BLOQUE DE ENERGÍA



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.13
CIRCUITO IMPRESO DE LA TARJETA ESP8266



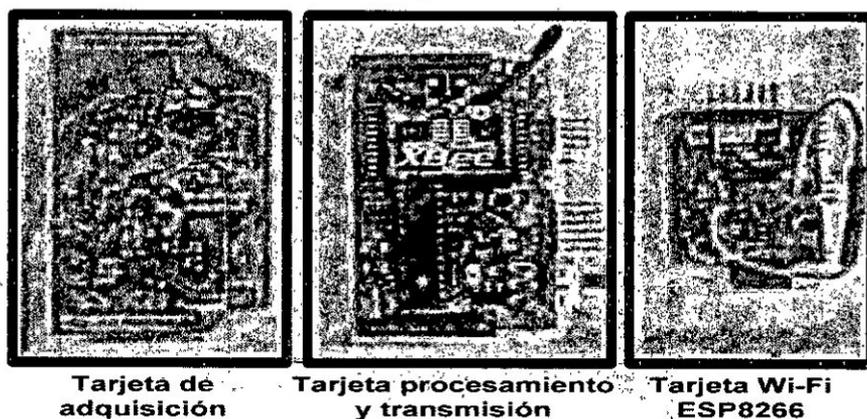
Fuente: Elaboración propia

Las tres tarjetas fueron ensambladas y conectadas, lo cual es la base para el desarrollo de las pruebas de adquisición, procesamiento y envío de datos de

señales ECG con la tecnología Wi-Fi y XBee. Estas tarjetas se observan en la figura 4.14.

Figura N° 4.14

TARJETAS DEL NODO SENSOR ECG IMPLEMENTADAS



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.15

NODO SENSOR ECG IMPLEMENTADO



Fuente: Elaboración propia

f) **Diseño del firmware.** El firmware del nodo ECG tiene las siguientes características:

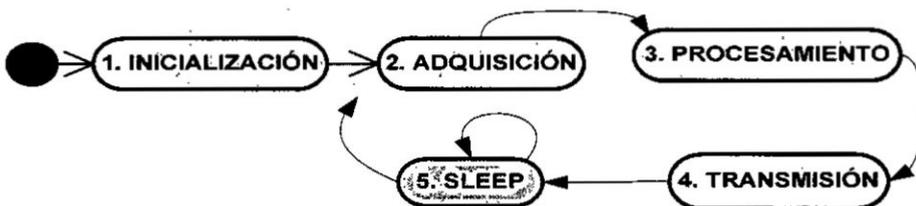
- La comunicación con el módulo Xbee y Wi-Fi ESP8266 se realiza utilizando los módulos UART del microcontrolador PIC24

- Se implementa un filtro digital tipo FIR de orden 20 para la eliminación de las señales no deseadas.
- Se utiliza el modo dormido o Sleep para reducir el consumo de energía cuando no se realizan transmisiones de datos.
- Al iniciar el programa del nodo ECG se puede seleccionar si se requiere enviar lo datos por el módulo Xbee o con el Wi-Fi ESP8266.
- Se implementan dos procesos de comunicación diferenciados para la transmisión por Xbee o con el módulo Wi-Fi ESP8266.
- Se realiza el control de alimentación de los componentes electrónicos del nodo utilizando el Mosfet FDN360 controlado por un pin digital del microcontrolador.
- El firmware se desarrolla de forma modular para agregar posteriormente funcionalidades usando algún otro sensor u otro sistema de comunicación inalámbrico.

El proceso básico de ejecución de las tareas del nodo sensor ECG se muestra en la Figura 4.16 mediante la representación de una máquina de estados, la cual inicia con la adquisición de señales para seguir con el procesamiento y transmisión de los datos. El nodo sensor entra en modo de bajo consumo dependiendo del modo de transmisión que se eligió y desactiva otros módulos de hardware después de transmitir la información.

Figura N° 4.16

ESQUEMA BÁSICO DE LOS PROCESOS DEL NODO SENSOR ECG

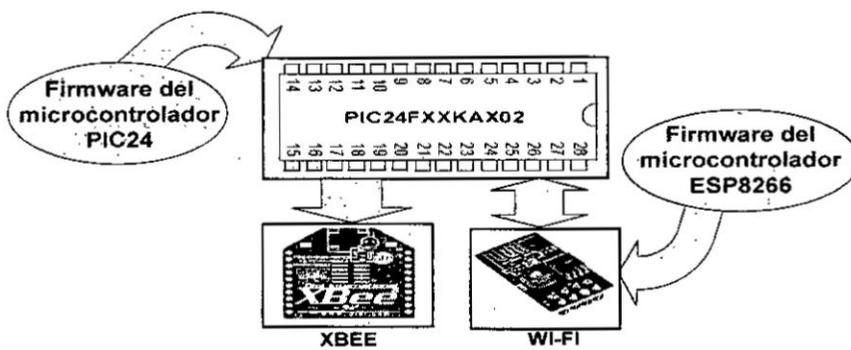


Fuente: Elaboración propia

El microcontrolador PIC24 del nodo señor es el que controla todos los procesos y tareas de adquisición, procesamiento y transmisión con el módulo Xbee, pero

cuando se transmite por una red Wi-Fi, es necesario complementar su funcionamiento con el microcontrolador embebido en el ESP8266. Por lo tanto en las siguientes secciones explicaremos los algoritmos y funciones en ambos microcontroladores. En la figura 4.17 se muestra la ubicación de los programas embebidos.

Figura N° 4.17
UBICACIÓN DEL FIRMWARE EN EL PIC24 Y ESP8266



Fuente: Elaboración propia

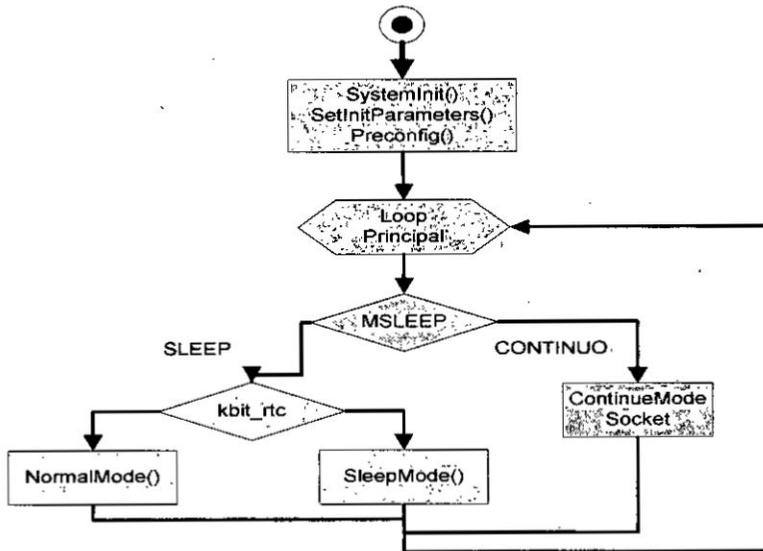
g) Firmware del microcontrolador PIC24. El funcionamiento general del firmware del programa del microcontrolador del PIC24 consiste en la inicialización de los módulos de hardware a utilizar, la detección de pulsación del botón de selección del tipo de envío de datos (Wi-Fi o ZigBee) y el proceso de adquisición y transmisión que se realiza en un bucle infinito ya sea utilizando el modo Sleep o en modo normal.

- Se inicializan los módulos de hardware: UART, RTC, ADC y TIMER
- Se realiza la detección de presión del botón para la selección del modo de envío. Se ha considerado para la implementación del programa que si no hay presión del botón se utiliza el módulo Sleep y transmisión por Xbee. En cambio al presionar el botón se utiliza la transmisión Wi-Fi con un periodo de 2 segundos.

- Dependiendo de la selección del tipo de envío se crean dos procesos para cada tipo de envío.
- En la transmisión con el módulo Xbee se utiliza el Timer1 para entrar y salir del modo Sleep cuando se requiera transmitir datos. En este caso, el proceso de transmisión se implementa con la función "NormalMode", y después de terminar su ejecución se utiliza la función "SleepMode" para que el microcontrolador ingrese al modo de bajo consumo de forma periódica.
- En la transmisión con el módulo Wi-Fi se utiliza la función "ContinueModeSocket", la cual transmite los datos hacia el módulo Serial conectado al ESP8266 sin entrar al modo Sleep.
- En los dos tipos de envío se utiliza el temporizador Timer1 para adquirir y los datos los cuales se van transmitiendo hacia el módulo de comunicación UART1 (ESP8266) o UART2(XBee)

En la figura 4.18 se muestra el diagrama de flujo básico del microcontrolador PIC24.

Figura N° 4.18
FLUJO BÁSICO DEL MICROCONTROLADOR PIC24.

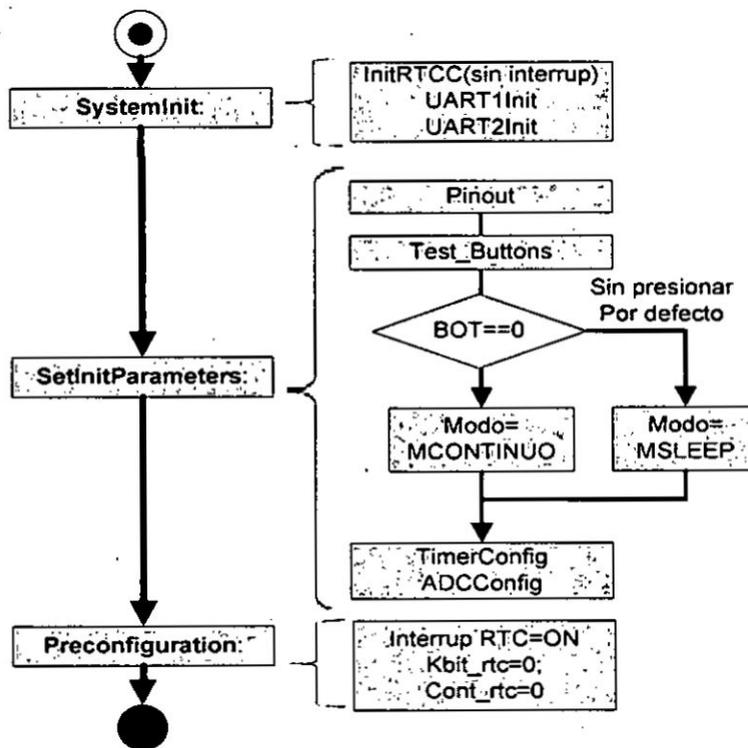


Fuente: Elaboración propia

g.1) Etapa de inicialización. En la inicialización se configuran los módulos del RTC con una base de tiempo de 1 segundo. Luego los puertos seriales UART1 y UART2 a una velocidad de 9600 bps. El siguiente paso es detectar la pulsación del botón para configurar el tipo de modo de funcionamiento "MCONTINUO" o "MSLEEP". Luego se configura el TIMER1 y el ADC. Las funciones utilizadas en esta etapa son: "SystemInit", "SetInitParameters" y "Preconfiguration"

Figura N° 4.19

PROCESOS DE INICIALIZACIÓN



Fuente: Elaboración propia

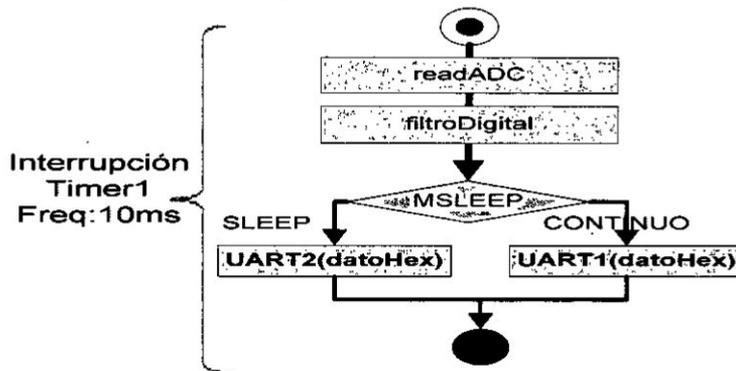
g.2) Etapa de adquisición ADC y procesamiento. El proceso de adquisición y procesamiento se realiza dentro de la interrupción del Timer 1 que se ejecuta cada 10ms o 100Hz. El módulo ADC se utiliza para digitalizar las señales procedentes de la etapa de adquisición analógica utilizando la función "readADC" dentro de la interrupción del Timer1 cuyo flujo de ejecución de muestra en la figura 4.20.

Tabla N° 4.1
CARACTERÍSTICAS DE LOS MÓDULOS DEL PIC24

Módulo del PIC24	Características
Uart1	9600 bps. Sin paridad. 8 bits de datos. Interrupción habilitada
Uart2	
Timer1	Preescaler=8. Interrupción habilitada. Frecuencia de muestreo=100Hz.
RTC	Base de tiempo 1 segundo. Interrupción habilitada
ADC	Canal 0 activado. Vref=3.3V. Autoconversión
Frecuencias	FOSC=32 MHz. Fcy=16MHz. Fmuestreo=100Hz

Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.20
INTERRUPCIÓN DEL TIMER 1

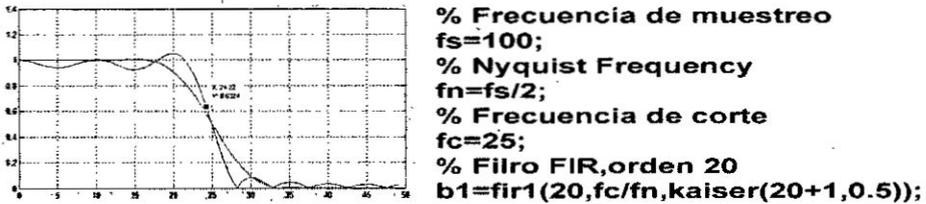


Fuente: Elaboración propia

Luego de adquirir cada dato analógico se ingresa a la etapa del filtro digital. Se diseña un filtro FIR de orden 20 con ventana kaiser, utilizando una frecuencia de muestreo de 100 Hz y una frecuencia de corte de 25Hz. Los coeficientes que se utilizan en el microcontrolador para el filtrado se obtienen de la rutina en MATLAB mostrada en la figura 4.21. La ventana kaiser tiene una pendiente en la banda de transición mucho más pronunciada en comparación con otras ventanas. Como el nodo sensor se utiliza para fines de monitoreo de la señal ECG no son necesarias frecuencias superiores a los 30Hz.

Figura N° 4.21

DIAGRAMA DE FRECUENCIAS DE LOS FILTROS FIR (KASIER, NEGRO Y HANNING VERDE)

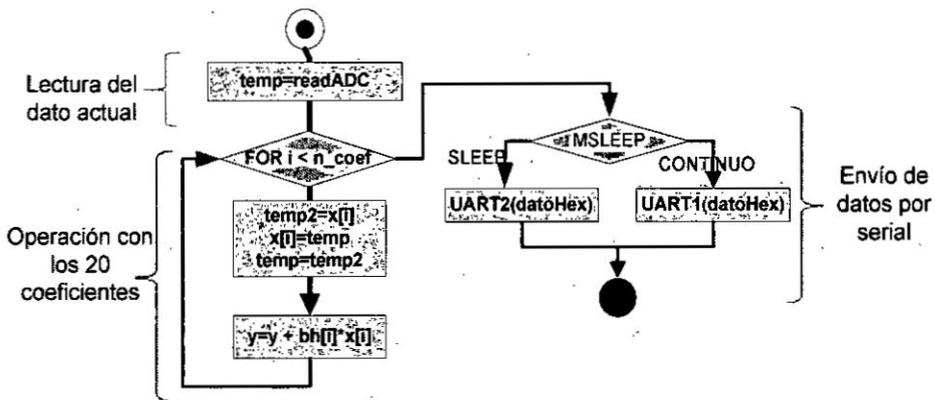


Fuente: Elaboración propia

El diagrama de flujo para la ejecución del filtro mostrado en la Figura N° 4.22 consiste en el ingreso de cada dato a un bucle FOR para realizar la operación de multiplicación y acumulación durante un tiempo de 3 segundos.

Figura N° 4.22

PROCESO DE EJECUCIÓN DEL FILTRO DIGITAL



Fuente: Elaboración propia

Se observa que luego de adquirir la muestra del ADC se ingresa al bucle FOR donde la muestra actual se agrega a todas las anteriores y se desplaza los datos adquiridos anteriormente de la señal. Luego se opera cada elemento usando los coeficientes del filtro digital. Este proceso se repite un número de veces igual al orden del filtro digital, el cual en nuestro caso igual a 20. A la salida se obtendrá el valor filtrado y se enviará por el puerto serial UART2 (XBee) o UART1

(ESP8266) según sea el caso. Las funciones principales utilizadas en esta etapa son: `_T1Interrupt`, `readADC`, `UART2PutChar` y `UART1PutChar`.

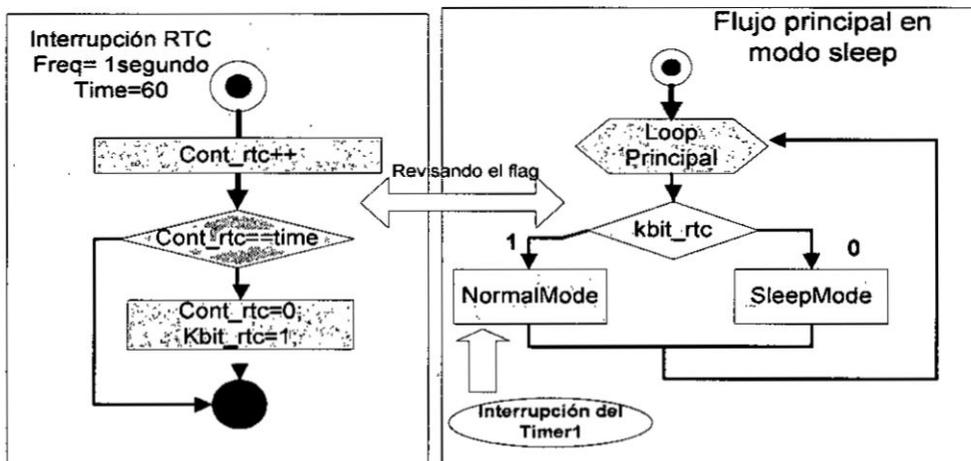
g.3) Etapa de transmisión. Cada una de las funciones que se describen a continuación activa la interrupción del Timer1 de la etapa de “Adquisición ADC y procesamiento”. La diferencia radica en las configuraciones previas en cada tipo de transmisión y el uso del modo Sleep.

- **Función NormalMode.** Cuando se selecciona el envío de datos por la red ZigBee se utiliza este modo de funcionamiento. Esta función es usada para transmisión de datos cada minuto usando el módulo Xbee por medio del puerto serie UART2 y luego ingresar al modo de bajo consumo para ahorrar energía. En este proceso se realiza la adquisición de datos durante 3 segundos utilizando el Timer1 y luego se utiliza el RTC para realizar transmisiones periódicas de datos en formato hexadecimal. En la figura 4.23 se observa que la interrupción del RTC al lado izquierdo y el flujo de ejecución de la función “NormalMode” asociada al Timer1.

Los datos enviados usando la red ZigBee tienen como destino un módulo Gateway Xbee-GPRS, el cual reenvía los datos a una aplicación Web.

Figura N° 4.23

PROCESO DE TRANSMISIÓN CON LA FUNCIÓN “NORMALMODE” Y EL MÓDULO XBE.

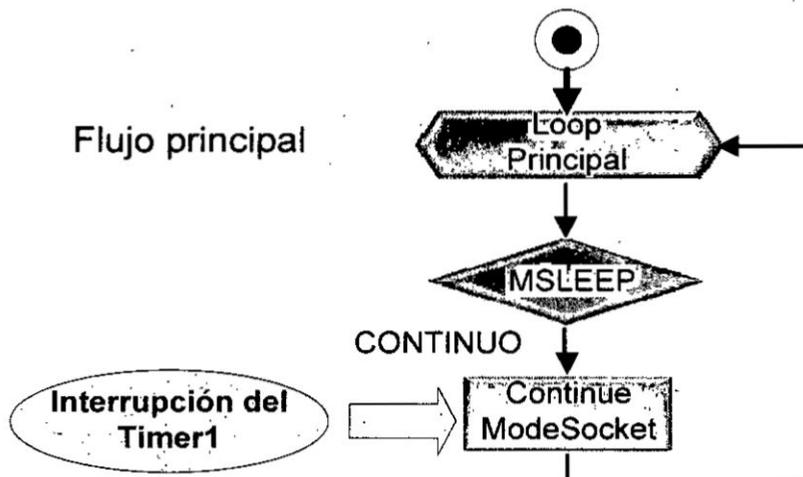


Fuente: Elaboración propia

- ContinueModeSocket.** Esta función se utiliza cuando se realiza transmisiones de datos usando la red Wi-Fi con el módulo ESP8266. La función utiliza el Timer1 para que se adquieran datos durante 1.9 segundos y luego se transmitan hacia el módulo ESP8266 a través del puerto serie UART1. Un esquema del proceso de ejecución se muestra en la figura 4.24. El microcontrolador PIC24 se comunica con el ESP8266 utilizando el diagrama de estados que se muestra en la figura 4.25. Como primer paso dentro de la función "ContinueModeSocket" se envían en el "estado 1" datos de aviso para comenzar la transmisión. En el "estado 2" se espera la confirmación de inicio del ESP8266 y si el PIC24 recibe los datos se inicia el proceso de transmisión en formato hexadecimal con periodo de 10 milisegundos activando el Timer1 durante 1.9 segundos. Finalmente en el "estado 4" se envía los caracteres de finalización para que el ESP8266 deje de esperar la recepción de datos. Luego de terminados estos estados, el proceso vuelve a repetirse.

Figura N° 4.24

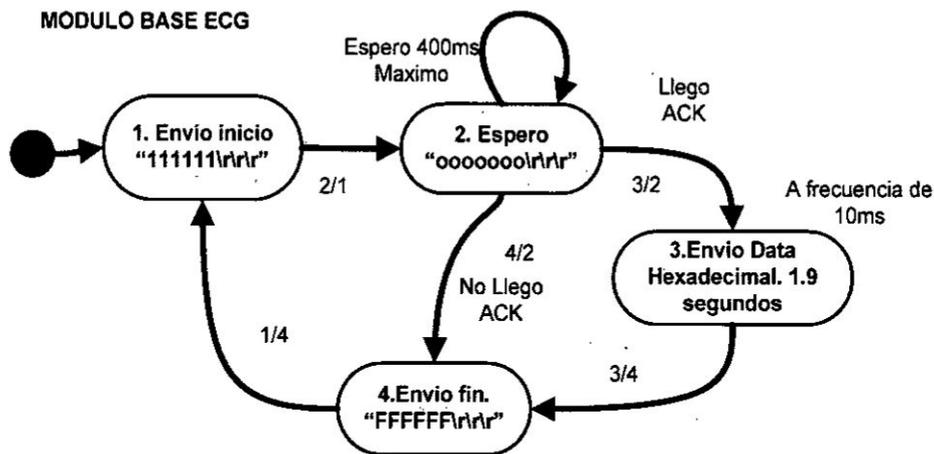
PROCESO DE TRANSMISIÓN CON LA FUNCIÓN
"CONTINUEMODESOCKET"



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.25

DIAGRAMA DE ESTADOS DE LA FUNCIÓN “CONTINUEMODESOCKET”



Fuente: Elaboración propia

h) Firmware del microcontrolador del ESP8266. El firmware que se describe en esta sección se ha implementado en la “Tarjeta electrónica de comunicación Wi-Fi ESP8266”. La comunicación por Wi-Fi se realiza solamente cuando se selecciona el modo de transmisión utilizando el proceso “ContinueModeSocket”.

Como se explicó en la sección anterior, el microcontrolador PIC24 es el que envía los datos al ESP8266 mediante un conjunto de datos de inicio para sincronizar la comunicación. Una vez que el ESP8266 ha recibido todos los bytes, estos se envían al servidor Web usando la función “SendWebSocket” y el protocolo WebSocket. Un esquema simplificado de la comunicación entre los 2 microcontroladores y la transmisión de datos a Internet se muestra en la figura 4.26.

El ESP8266 implementa la máquina de estados “FSMWIFI” mostrada en la figura 4.27, la cual consiste en 6 estados lo cuales se van recorriendo conforme se reciban datos del PIC24. Cada vez que se recibe un nuevo byte, se convierte en un carácter imprimible tipo ASCII y luego se acumula en un arreglo de datos, debido a que es necesario este formato para que la aplicación Web lo pueda decodificar la información. El proceso se repite continuamente para esperar nuevos bytes de la señal ECG.

Figura N° 4.26

FLUJO DE PROCESOS PRINCIPALES DEL ESP8266

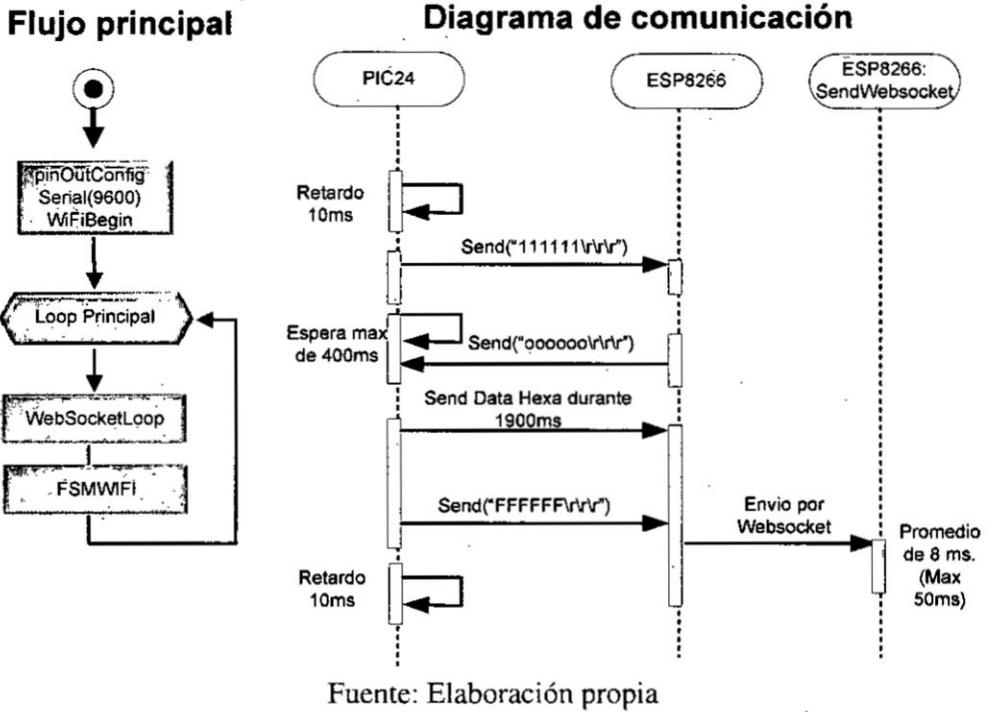
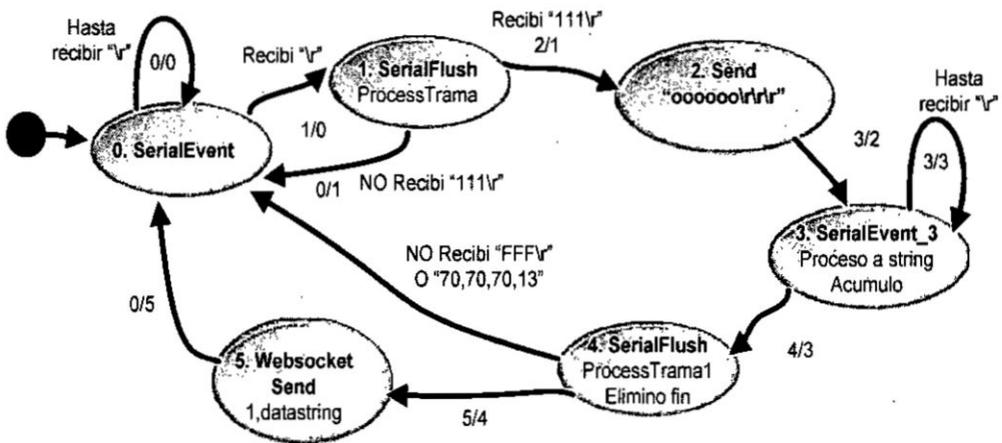


Figura N° 4.27

DIAGRAMA DE MÁQUINA DE ESTADOS "FSMWIFI"

Máquina de estados FSMWIFI



Fuente: Elaboración propia

4.2.5 Nodo sensor ESP12E.

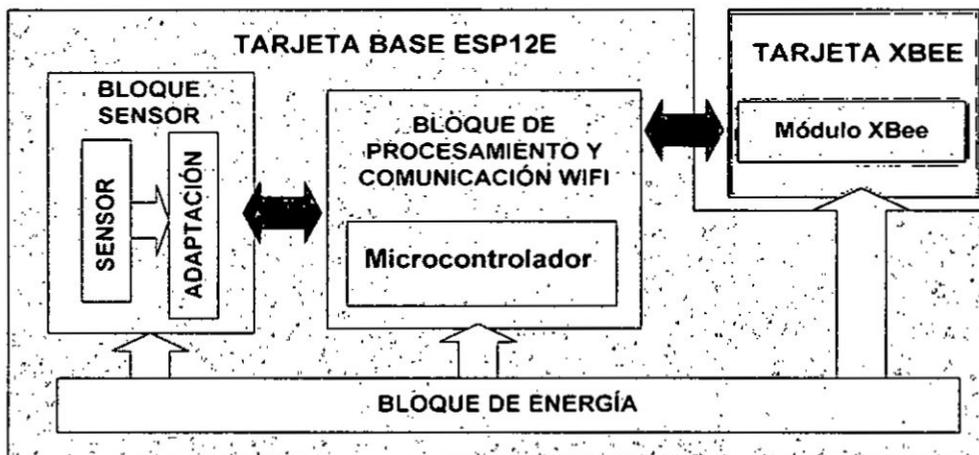
El nodo sensor ESP12E ha sido desarrollado con el objetivo de utilizar su microcontrolador embebido para adquirir señales del tipo temperatura y de pulso, para lo cual se desarrollan dos nodos ESP12E para cada tipo de sensor. Por lo tanto los programas y diseños que se describen a continuación son iguales para los dos tipos de sensores variando solo en la etapa de transmisión de datos y los periodos de transmisión

a) **Bloques del nodo ESP12E.** Este nodo sensor se ha diseñado y construido con componentes comerciales de bajo consumo de energía y para que sea alimentado con baterías, considerando el uso del modo Sleep y control de consumo de corriente de los circuitos integrados con interruptores digitales para alargar el tiempo de vida del nodo. Este nodo sensor está compuesto por los siguientes bloques:

- Bloque de energía
- Bloque de procesamiento y comunicación Wi-Fi
- Bloque sensor

Figura N° 4.28

BLOQUES DEL NODO SENSOR ESP12E



Fuente: Elaboración propia

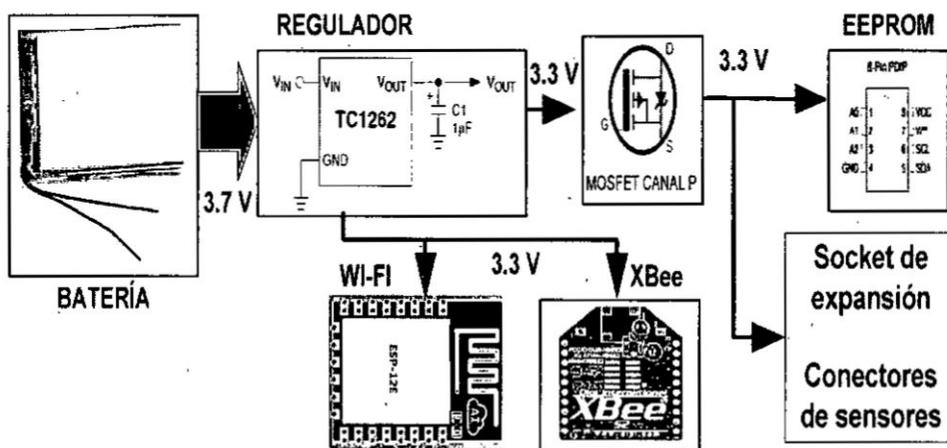
Para realizar la implementación electrónica del nodo sensor ESP12E es necesario utilizar 2 tarjetas electrónicas: Tarjeta base ESP12E y tarjeta XBee.

b) **Tarjeta electrónica Base ESP12E.** Esta tarjeta se encarga de adquirir las señales de los sensores, procesar y transmitir la información por Wi-Fi y de brindar energía a todos los componentes y circuitos integrados.

- **Bloque de energía.** En este bloque se considera el uso de una batería de Ion Litio de capacidad 2500mAh de 4.2 V, sin embargo los dispositivos de la tarjeta requieren 3.3 V por lo que se usa un regulador TC1262 que entrega ese voltaje de salida y hasta 500mA de corriente. La salida del regulador energiza directamente al módulo ESP12E y al conector del módulo externo XBee, mientras que los demás componentes y circuitos integrados son energizados mediante un transistor MOSFET. En la figura 4.29 se muestra la distribución de energía en el sistema y cómo el transistor FDN360 (que es controlado por un pin digital del ESP12E) entrega energía a los otros módulos de la tarjeta electrónica. En la Figura N^o 4.30 se muestra el diagrama esquemático del bloque de energía

Figura N^o 4.29

ESQUEMA DEL BLOQUE DE ENERGÍA DEL ESP12E

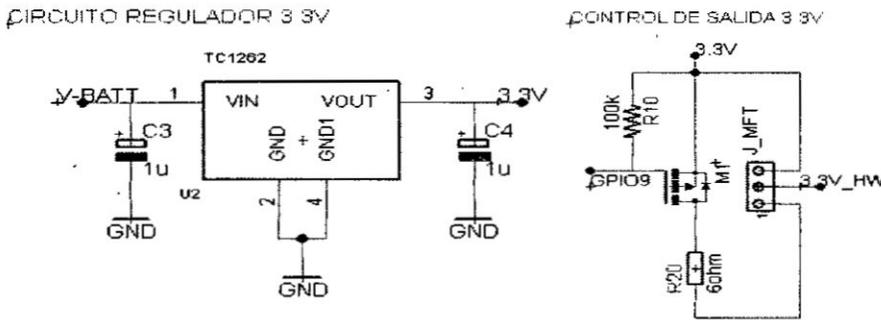


Fuente: Elaboración propia

- **Bloque sensor.** En este bloque se conectan y adaptan las señales de los sensores de temperatura o de pulso cardíaco para lo cual, como se había explicado previamente, se implementaron dos nodos del mismo tipo para cada tipo de sensor

Figura N° 4.30

ESQUEMÁTICO DEL BLOQUE DE ENERGÍA DEL ESP12E



Fuente: Elaboración propia

En el bloque sensor, para el monitoreo de temperatura, se usa el sensor DS18B20 el cual usa el protocolo de comunicación "OneWire" por lo cual solo se necesita un pin digital del ESP12E para obtener la información del sensor. En este caso se utilizó el pin digital GPIO12 y el conector de expansión "J_MFT3" mostrado en la figura 4.31.

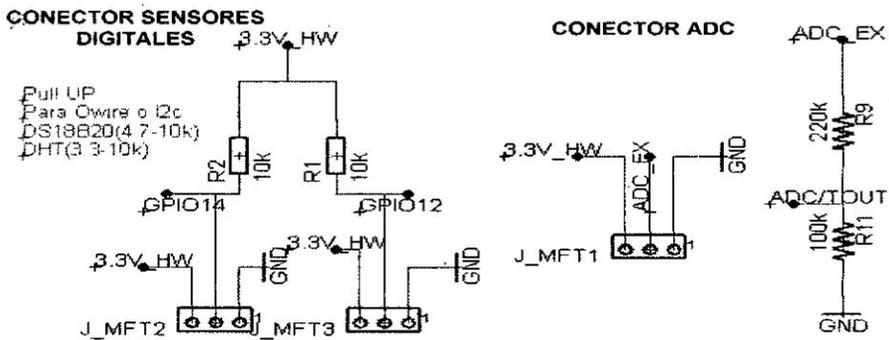
Para la adquisición de datos usando el sensor de pulso cardíaco SEN-11574 se utilizó el pin de analógico ADC_EX, el cual solo admite tensiones de hasta 1V por lo tanto, la salida analógica del sensor pasa por un divisor de tensión para que el conversor ADC no tenga problemas en adquirir los datos. El conector del sensor en el "J_MFT1" que se observa en la figura 4.31.

- **Bloque de procesamiento y comunicación Wi-Fi.** Este bloque es el más importante debido a que está conformado por el módulo ESP12E que integra el módulo de comunicación Wi-Fi. Se encarga de adquirir las señales de temperatura o de pulso cardíaco, dependiendo del sensor que se conecte. El módulo ESP12E controla el paso de tensión y corriente a otros dispositivos electrónicos mediante un Mosfet FDN360 controlado por un pin digital. En el

diseño circuital de este bloque se realiza la polarización del microcontrolador colocando la señal del pin Reset a un nivel de tensión adecuado y los pines de configuración a tensiones de 3,3V, además de usar capacitores de desacoplo entre los pines de alimentación y los pines de tierra la tarjeta. En la figura 4.32 se muestra el diagrama esquemático de polarización del módulo ESP12E.

Figura N° 4.31

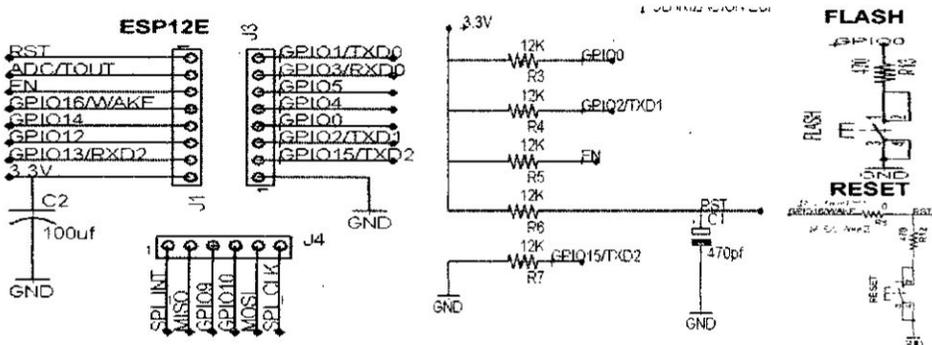
DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE LA ETAPA DE CONEXIÓN DE
SENSORES



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.32

ESQUEMÁTICO DE POLARIZACIÓN DEL ESP12E



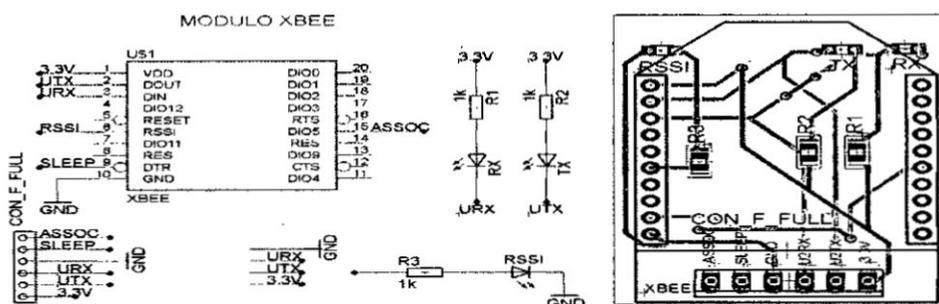
Fuente: Elaboración propia

c) **Tarjeta electrónica Xbee.** Se diseñó la tarjeta electrónica para usar el módulo de comunicaciones Xbee, como un medio para que la “tarjeta electrónica Base ESP12E” tenga la posibilidad de transmitir información hacia un coordinador

Xbee. La comunicación se realiza mediante el puerto serie UART0 del ESP12E y además se utiliza un pin digital para el control de bajo consumo mediante la activación del modo "Sleep". En la figura 4.33 se muestra el esquemático y diseño del circuito impreso de esta tarjeta electrónica.

Figura N° 4.33

ESQUEMÁTICO Y DISEÑO DEL CIRCUITO DE LA TARJETA XBEE

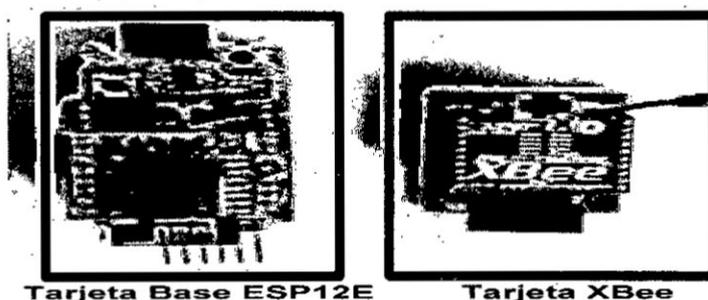


Fuente: Elaboración propia

d) **Implementación del nodo sensor ESP12E.** Se realizó la construcción de dos nodos sensores ESP12E que poseen las 2 tarjetas de circuito impreso: Tarjeta electrónica base ESP12E y tarjeta electrónica XBee. Las dos tarjetas fueron ensambladas y si se utilizaron para realizar las pruebas de procesamiento y envío de datos de señales de temperatura y pulso cardiaco con la tecnología Wi-Fi y XBee. Estas tarjetas se observan en la figura 4.34 y 4.35.

Figura N° 4.34

TARJETAS DEL NODO ESP12E



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.35

NODO SENSOR ESP12E IMPLEMENTADO



Fuente: Elaboración propia

e) **Diseño del firmware.** El microcontrolador embebido en el ESP12E es el que controla los procesos y tareas de adquisición, procesamiento de datos del sensor de temperatura y de pulso cardiaco, y su transmisión por medio de una red ZigBee o Wi-Fi. Por lo tanto explicaremos en las siguientes secciones los algoritmos y funciones en el ESP12E. El firmware del nodo ECG tiene las siguientes características:

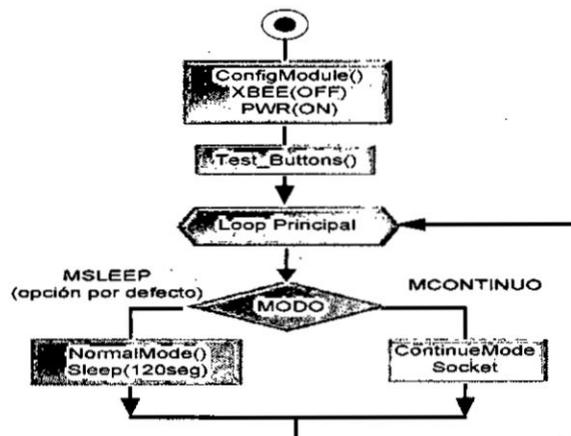
- La transmisión de datos usando la tecnología Wi-Fi se realiza con el módulo integrado en el ESP12E, mientras que para el envío de datos Xbee se utiliza el puerto serial UART a una velocidad de 9600 bps.
- Se implementa un filtro digital tipo FIR de orden 20 pasabaja de 30 Hz para la eliminación de las señales no deseadas en la señal adquirida del sensor de temperatura y de pulso cardiaco.
- El nodo dispone de un botón de selección configurado como interrupción en estado bajo. Esto permite seleccionar si se requiere enviar los datos por el módulo Xbee o por Wi-Fi.
- Se implementan dos procesos de comunicación diferenciados para la transmisión por Xbee o con el módulo Wi-Fi ESP8266.

- El control de consumo de energía del módulo Xbee se realiza utilizando su pin de control de bajo consumo, mientras que para los sensores se utiliza el Mosfet FDN360 controlado por un pin digital del microcontrolador.

El proceso básico de ejecución de las tareas del nodo sensor ESP12E se muestra en la Figura 4.36 mediante la representación de un diagrama de flujo, el cual inicia con la configuración de los módulos de hardware a utilizar, la detección de pulsación del botón de selección del tipo de envío de datos (Wi-Fi o ZigBee) y luego el proceso de adquisición y transmisión que se realiza en un bucle infinito ya sea utilizando el modo Sleep o en modo normal.

Figura N° 4.36

DIAGRAMA DE FLUJO PRINCIPAL DEL NODO ESP12E



Fuente: Elaboración propia

Los pasos de ejecución del firmware son los siguientes:

- Se inicializan los módulos de hardware: UART, ADC y TIMER Se configura el modo Sleep sobre el módulo Xbee y se quita la energía del sensor con el MOSFET FDN360.
- Se realiza la detección de presión del botón para la selección del modo de envío. Se ha considerado para la implementación del programa que si no hay presión del botón se utiliza el módulo Sleep y transmisión por Xbee. En cambio al presionar el botón se utiliza la transmisión Wi-Fi.

- En la transmisión con el módulo Xbee se utiliza un temporizador para entrar y salir del modo Sleep cuando se requiera transmitir datos. En este caso, el proceso de transmisión se implementa con la función "NormalMode", y después de terminar su ejecución se utiliza la función "SleepMode" para que el microcontrolador ingrese al modo de bajo consumo. Un detalle importante a considerar es que cada vez que el Nodo ESP12E sale del modo Sleep, vuelve a ejecutar su programa desde el inicio.
- En la transmisión con el módulo Wi-Fi se utiliza la función "ContinueModeSocket", la cual transmite los datos hacia el módulo Serial conectado al ESP8266 sin entrar al modo Sleep.
- Los datos se adquieren a una frecuencia de muestreo de 100Hz, para lo cual se utilizan temporizadores sin interrupciones.

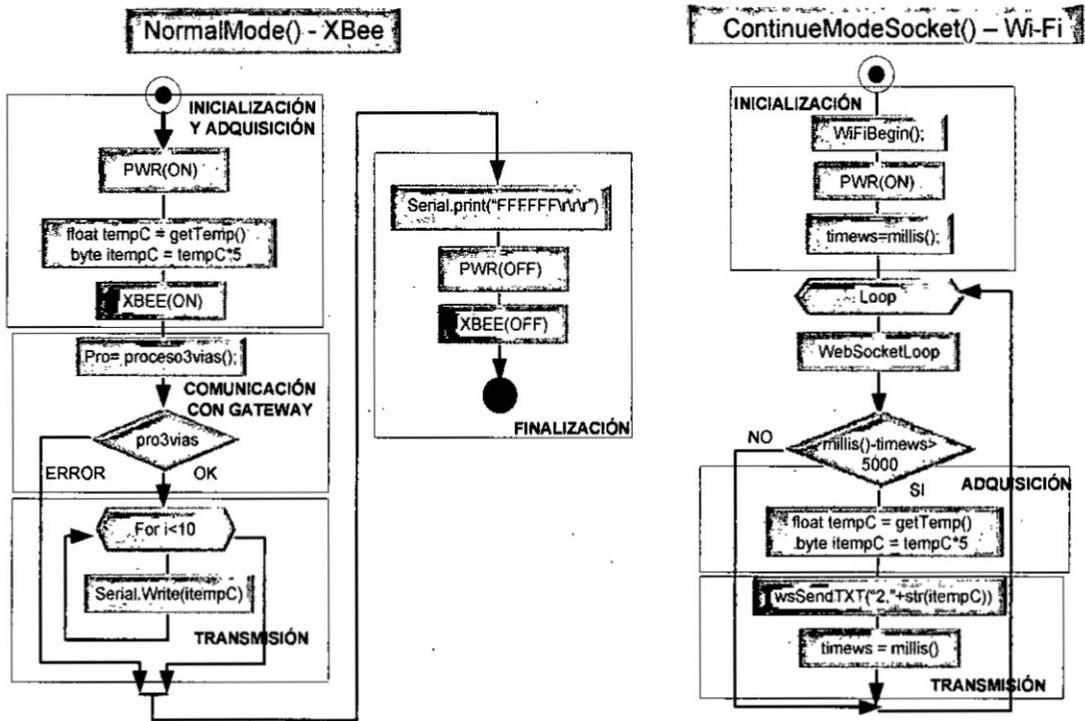
f) Firmware del nodo ESP12E de temperatura. Los nodos tienen dos métodos de transmisión de datos dependiendo de la opción elegida al encenderlo. El diagrama de flujo de ambas configuraciones se muestra en la Figura N° 4.37.

- **Modo Xbee.** En el caso de la transmisión usando la red ZigBee se utiliza como medio de comunicación a Internet un Gateway GPRS y la función "NormalMode". Como primer paso se realiza la activación de la alimentación del sensor usando la función "PWR(ON)". El proceso de adquisición se realiza utilizando la función "getTemp" (protocolo One-Wire) convirtiendo el dato adquirido a uno del tipo Byte. Una vez que tenemos los datos listos se realiza el proceso de comunicación con el Gateway GPRS utilizando la función "proceso3vias", la cual nos permite establecer comunicación y enviar los datos con la función "SerialWrite". Para terminar la comunicación se envían los caracteres de finalización, se quita la energía del sensor y se configura el módulo Xbee en modo Sleep.
- **Modo Wi-Fi.** En el caso de la transmisión usando la red Wi-Fi se utiliza la función "ContinueModeSocket". Durante la inicialización se configura el módulo Wi-Fi y luego, en un bucle con un periodo de tiempo en segundos,

se realiza la adquisición del dato de temperatura para transmitirlo hacia un servidor Web usando la función "wsSendTXT".

Figura N° 4.37

DIAGRAMA DE FLUJO DEL NODO DE TEMPERATURA



Fuente: Elaboración propia

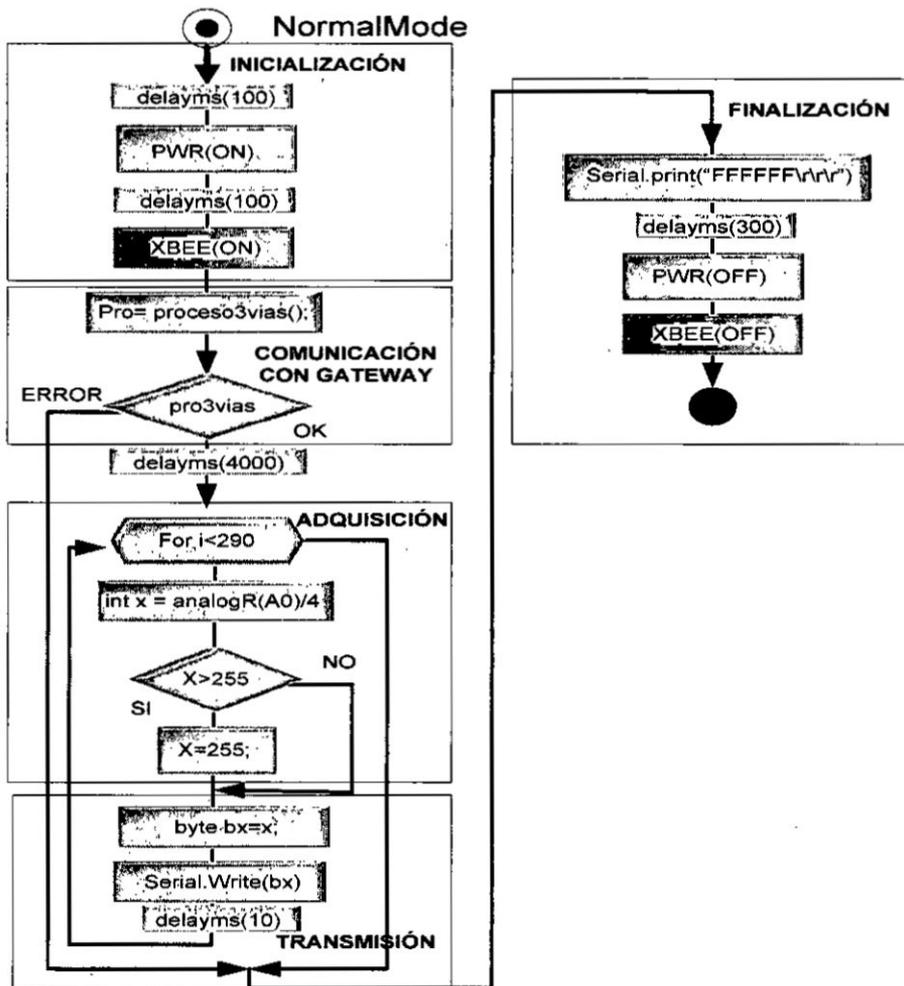
g) **Firmware del nodo ESP12E de Pulso.** La diferencia del este nodo, respecto al de temperatura, es el sensor que tiene conectado y la forma de adquisición de las señales. Los nodos tienen dos métodos de transmisión de datos dependiendo de la opción elegida al encenderlo.

- **Modo Xbee.** En este caso, es necesario el uso del Gateway GPRS y el proceso de adquisición y transmisión se realiza con la función "NormalMode". Como primer paso se realiza la activación de la alimentación del sensor de pulso (con la función "PWR") y también del módulo XBee. Luego se realiza el proceso de comunicación con el Gateway GPRS utilizando la función "proceso3vias". Se adquieren 290

bytes con la función "analogRead" a una frecuencia de 10ms, debido a que el sensor de pulso es del tipo analógico. Los datos adquiridos se transmiten por el puerto serie conectado al módulo Xbee con la función "Serial.Write". Para terminar la comunicación se envían los caracteres de finalización, se quita la energía del sensor y se configura el módulo Xbee en modo Sleep. El diagrama de flujo de este proceso se muestra en la Figura N° 4.38

Figura N° 4.38

DIAGRAMA DE FLUJO DEL NODO DE PULSO XBEE

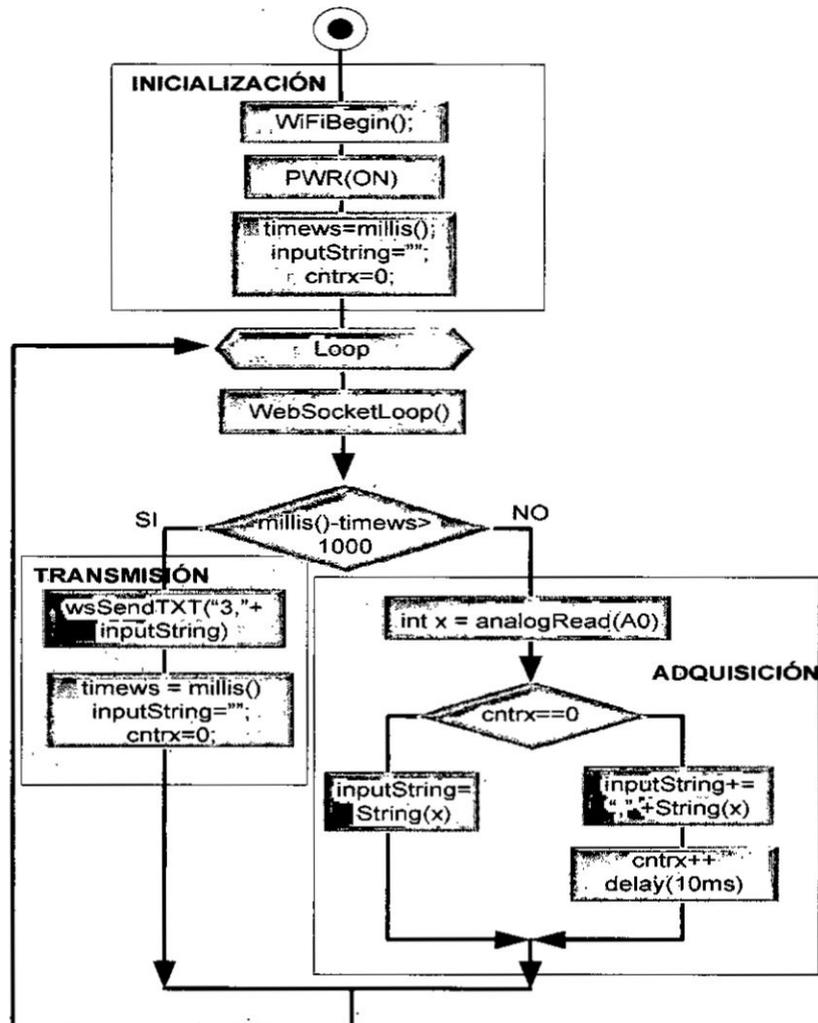


Fuente: Elaboración propia

- Modo Wi-Fi.** En el caso de la transmisión usando la red Wi-Fi se utiliza la función "ContinueModeSocket" cuyo diagrama de flujo se observa en la Figura N° 4.39. La diferencia en este modo de envío respecto al nodo ESP12E de temperatura, es que se realiza la adquisición analógica de datos cada 10ms durante 1 segundo, y estos se convierten a un formato de datos del tipo "String" para su transmisión usando hacia un servidor Web usando la función "wsSendTXT".

Figura N° 4.39

DIAGRAMA DE FLUJO DEL NODO DE PULSO WI-FI



Fuente: Elaboración propia

4.2.6. Nodo Gateway GPRS

El módulo GPRS se encarga de crear el canal de comunicación con las aplicaciones Web. Las señales capturadas por el módulo sensor son procesados para adaptarse al protocolo de comunicación requerido con la finalidad de establecer comunicación con el servidor en Internet. Un diagrama de bloques con las etapas de comunicación GPRS se muestra en la Figura N° 4.40.

a) **Componentes del nodo Gateway GPRS.** Este nodo ha diseñado y construido para funcionar dentro de una red ZigBee, con la finalidad de recibir los datos procedentes de los nodos sensores y transmitir esta información hacia un servicio web utilizando protocolos de comunicaciones HTTP POST. Un detalle a considerar en el funcionamiento de este nodo, es que siempre está activo, esperando las transmisiones de los nodos sensores. Este nodo sensor está compuesto por los siguientes elementos: Tarjeta de control y procesamiento, Tarjeta GPRS y Tarjeta Xbee.

Figura N° 4.40

TARJETAS QUE INTEGRAN EL NODO GATEWAY GPRS

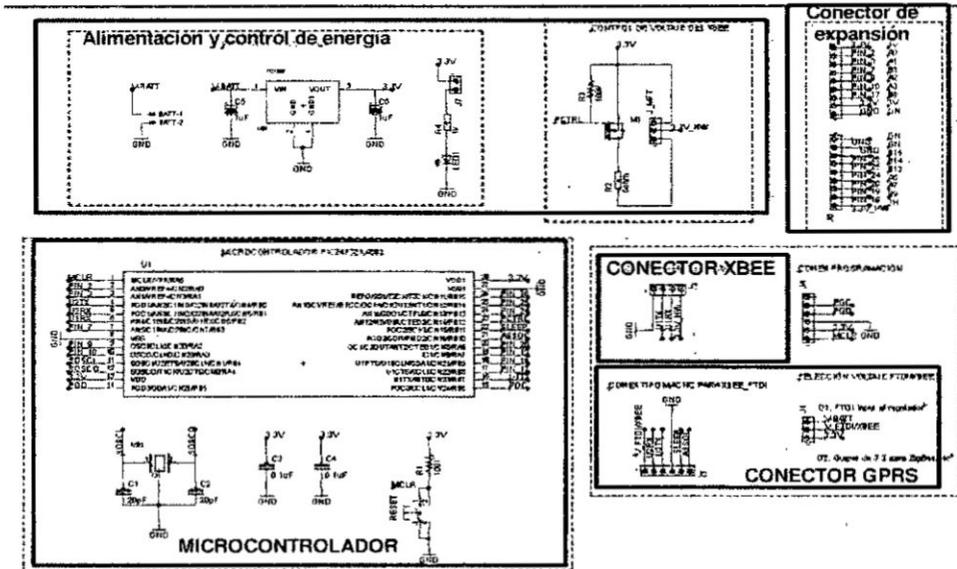


Fuente: Elaboración propia

b) **Tarjeta de control y procesamiento.** Esta tarjeta electrónica está conformado por un microcontrolador PIC24F16KA102, el cual se encarga de recibir los datos que recibe el módulo Xbee, para luego procesarlas y transmitir las a un servidor Web con el módulo GPRS Sim808. Debido a que debe funcionar con tensiones de 3.3V, dispone de una etapa de regulación de energía mediante un circuito integrado TC1262. La tarjeta tiene dos conectores para los módulos externos Xbee

y GPRS, y un conector de expansión para otras aplicaciones. En la figura 4.41 se muestra el diagrama esquemático de la tarjeta electrónica.

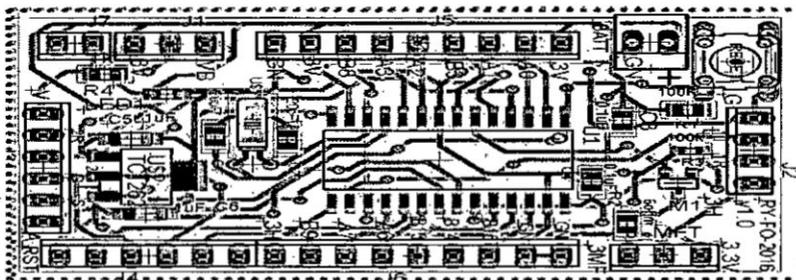
Figura N° 4.41
**ESQUEMÁTICO DE LA TARJETA DE CONTROL Y PROCESAMIENTO
 DEL GATEWAY GPRS**



Fuente: Elaboración propia

En la figura 4.42 se muestra el diseño del circuito impreso del prototipo de la tarjeta de control y procesamiento del Gateway GPRS.

Figura N° 4.42
**DISEÑO DEL CIRCUITO IMPRESO DE LA TARJETA DE CONTROL Y
 PROCESAMIENTO DEL GATEWAY GPRS**

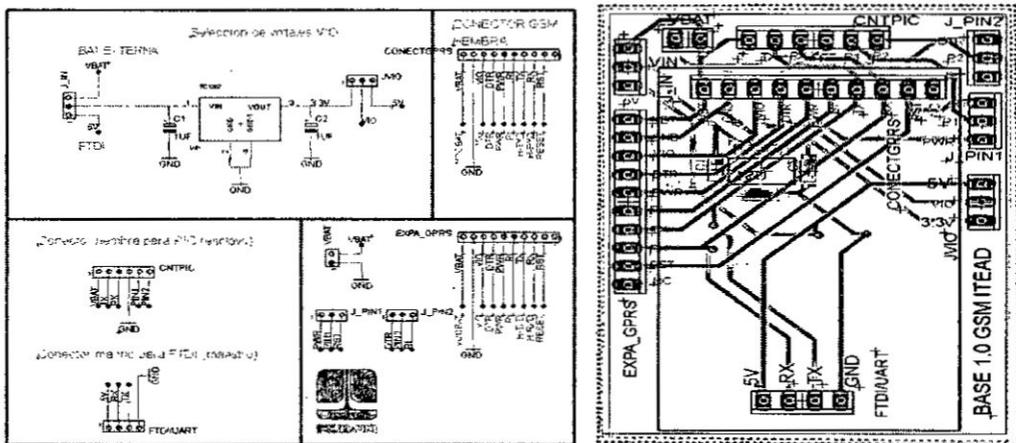


Fuente: Elaboración propia

c) **Tarjeta GPRS.** Se diseñó esta tarjeta electrónica para usar el módulo de comunicaciones Sim808 de la empresa IteadStudio, como un medio para que los nodos sensores con comunicación Xbee transmitan información hacia Internet. La comunicación con el microcontrolador PIC24 se realiza mediante el puerto serie UART0, además se utiliza el pin digital "PWR" del módulo GPRS para encenderlo y apagarlo cuando se requiera la transmisión de datos. En la Figura N° 4.43 se muestra el esquemático y diseño del circuito impreso de esta tarjeta electrónica.

Figura N° 4.43

ESQUEMÁTICO Y DISEÑO DEL CIRCUITO DE LA TARJETA GPRS



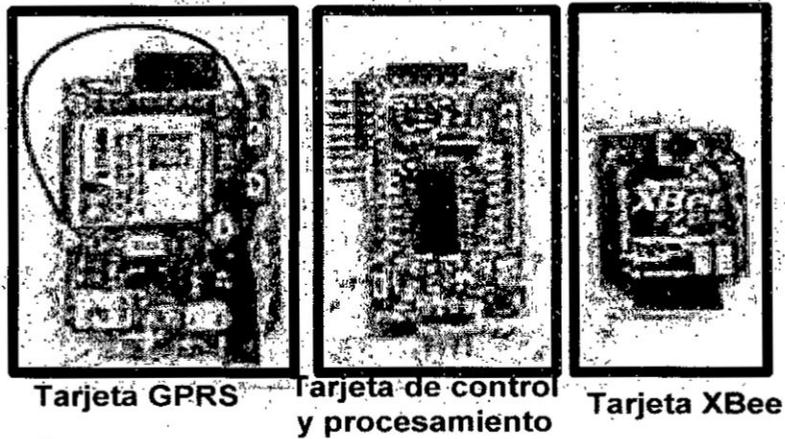
Fuente: Elaboración propia

d) **Tarjeta Xbee.** Esta tarjeta permite que el nodo Gateway pueda funcionar como un Coordinador de la red ZigBee y reciba la información de los nodos sensores. La comunicación con el microcontrolador se realiza mediante el puerto serie UART1 a una velocidad de 9600bps. El diseño de esta tarjeta es el mismo mostrada en la figura 4.33 perteneciente al nodo ESP12E, debido a que es un módulo compatible.

e) **Implementación del nodo Gateway GPRS.** Se realizó de las 3 tarjetas de circuito impreso: Tarjeta electrónica de control y procesamiento, GPRS y Xbee. Las tarjetas fueron ensambladas y si se utilizaron para realizar las pruebas de

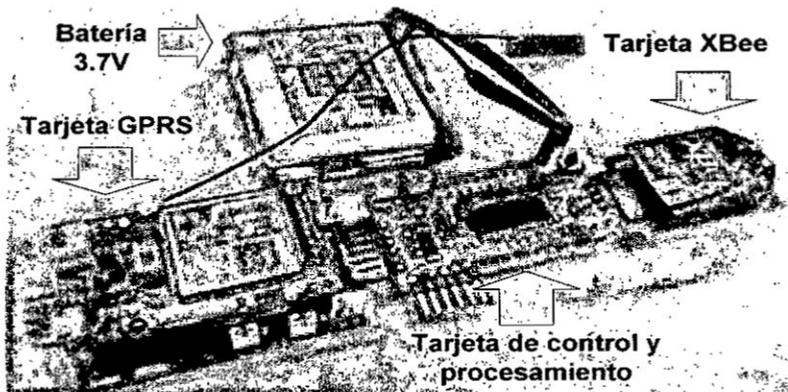
comunicación con nodos Xbee y la transmisión de datos hacia Internet. Estas tarjetas se observan en la Figura N° 4.44 y 4.45.

Figura N° 4.44
TARJETAS DEL NODO GATEWAY GPRS



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.45
NODO GATEWAY GPRS IMPLEMENTADO



Fuente: Elaboración propia

e) **Diseño del firmware.** El microcontrolador PIC24 es el que controla los procesos de recepción y transmisión de datos. El firmware del nodo ECG tiene las siguientes características:

- La recepción de los datos usando el módulo Xbee se realiza usando el UART1 a una velocidad de 9600 bps. Cuando se inicia la comunicación, el nodo GPRS realiza una confirmación de comunicación para iniciar la recepción de datos.
- La transmisión de datos usando el módulo GPRS se realiza con el puerto serie UART0, donde se envían los comandos de configuración para establecer la comunicación con un servidor Web usando el protocolo HTTP POST.
- El nodo dispone de un botón de selección configurado como interrupción en estado bajo. Esto permite seleccionar si se requiere enviar los datos por el módulo Xbee o por Wi-Fi.
- El microcontrolador PIC24 realiza el control de encendido y apagado del módulo GPRS en caso exista un problema de comunicación y se tenga que reiniciar la comunicación.

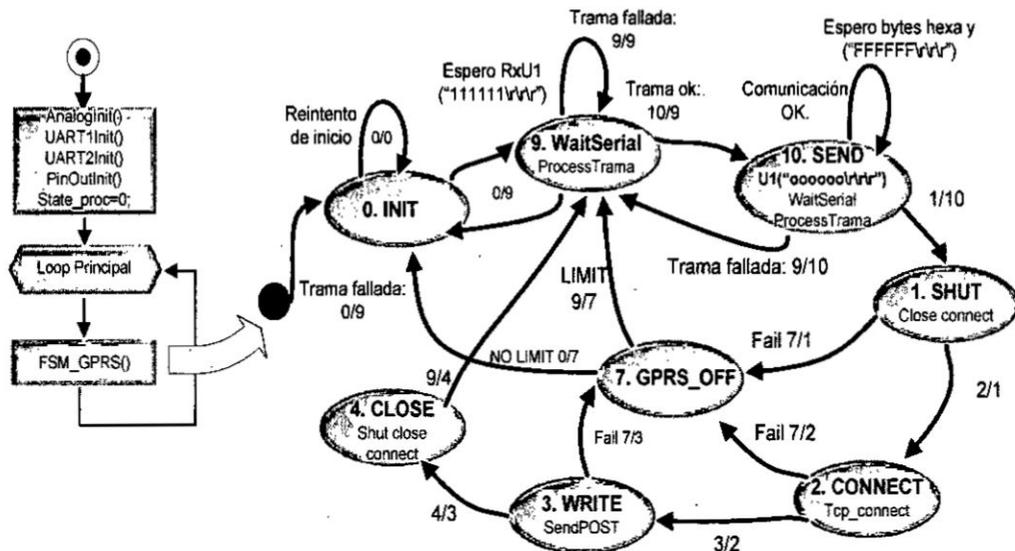
El proceso básico de ejecución de las tareas que ejecuta el nodo GPRS se muestra en la Figura 4.46, mediante la representación de un diagrama de flujo básico al lado izquierdo. El primer proceso que se realiza en el diagrama de flujo es la configuración de los módulos de hardware a utilizar entre los que tenemos: UART1, UART2 e inicialización de pines digitales. Luego ingresamos al bucle infinito donde se ejecutan procesos en forma de una máquina de estados llamada "FSM_GPRS". Los pasos de ejecución de la máquina de estados mostrada al lado derecho de la Figura 4.46 son los siguientes:

- Se inicializa el módulo GPRS detectando su conexión a la red celular. Este paso se realiza solo cuando el nodo se enciende por primera vez.
- Se espera la solicitud de envío de datos procedentes de algún nodo Xbee.
- Se realiza la confirmación de comunicación y se procede a recibir los datos usando la función "WaitSerial".
- Una vez finalizada la recepción de datos, se establece conexión con el servidor Web y se envía la información usando el protocolo HTTP POST.
- Finalmente se cierra el canal de comunicación y se espera una nueva solicitud de envío de datos.

- En caso exista un problema de comunicación con el módulo GPRS, este se reiniciará, y se intentará establecer comunicación con el nuevamente, pero solo un máximo de 3 veces.

Figura N° 4.46

MÁQUINA DE ESTADOS DE COMUNICACIÓN GPRS



Fuente: Elaboración propia

4.2.7. Aplicación de monitoreo Web basado en IoT

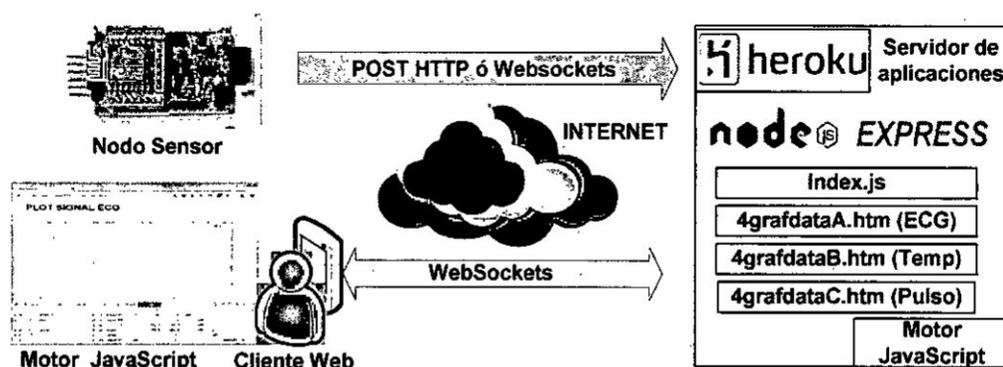
La aplicación de monitoreo web basado en IoT (Internet de las cosas) se implementó usando el lenguaje Node.js basado en JavaScript. Esta herramienta junto con el Framework de desarrollo "Express" permite que nuestra aplicación tenga funcionalidades de ejecución de eventos de forma asíncrona, y pueda manejar la recepción simultánea de datos de los nodos sensores. Node.js encaja muy bien en el desarrollo de aplicaciones para el IoT: Si tenemos en cuenta que, básicamente, el ciclo de vida de este tipo de aplicaciones se basa en la recolección, comunicación y análisis de datos, tenemos que Node.js puede implementar todas las etapas. Además existen módulos de software desarrollado que sirven para realizar comunicaciones usando protocolos MQTT, Websockets o HTTP, específicamente para hardware embebido con conexión a la nube.

a) **Esquema de la aplicación Web.** En la Figura N° 4.47 se observa el esquema de la aplicación web desarrollada y su interacción con el nodo sensor y con un cliente Web. Las características que se observan en ese esquema son las siguientes:

- El nodo sensor realiza el envío de datos al servidor Web en la nube. Este se implementa en el proveedor de aplicaciones “Heroku”.
- Los datos se pueden enviar usando el protocolo HTTP POST o por medio de WebSockets.
- El archivo “Index.js” se encarga de gestionar la recepción de los datos. Detecta si los datos vienen por el protocolo Post o por Websockets.
- El siguiente paso es enviar esas actualizaciones a los clientes conectados, según cada tipo de sensor que estén visualizando. Los archivos de visualización de datos son: 4grafdataA.htm, 4grafdataB.htm y 4grafdataC.htm (para la señal de pulso).
- Estos datos son visualizados en la interfaz gráfica de los clientes conectados.

Figura N° 4.47

ESQUEMA DEL SISTEMA DE MONITOREO WEB



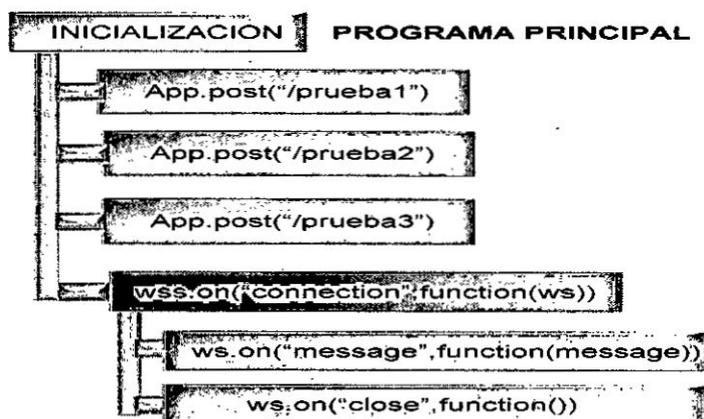
Fuente: Elaboración propia

b) **Estructura de archivos de la aplicación Web.** Los archivos web del tipo HTM están asociados al script “index.js” y “package.json”. A continuación describimos las funciones de estos archivos:

- **Index.js.** En este archivo se colocan las funciones y procesos para la recepción de los por protocolo POST y Websockets. Se implementan 3 funciones de recepción POST para cada nodo sensor (llamada "App.Post") y una sola función de recepción por WebSocket (denominada "wss.on"), debido a que internamente se realizará la detección del tipo de nodo que envió los datos. Un esquema de estas funciones se muestra en la Figura N° 4.48.
- **4grafdata.htm.** Todos los archivos del tipo "HTM", disponen de una función de recepción por WebSocket la cual invoca a una función gráfica para comenzar a mostrar los datos recibidos en la página Web de los clientes conectados. Cada archivo "HTM" mostrará diferentes datos según el tipo de sensor que tenga asociado. En el caso de nuestra aplicación los archivos usados son: 4grafdataA.htm (para la señal ECG), 4grafdataB.htm (para la señal de temperatura) y 4grafdataC.htm (para la señal de pulso).
- **Package.json.** Este es el archivo de configuración de la aplicación, el cual será procesado por el servidor de aplicaciones Heroku para su despliegue en la Web.

Figura N° 4.48

ESQUEMA DE FUNCIONES DEL ARCHIVO INDEX.JS

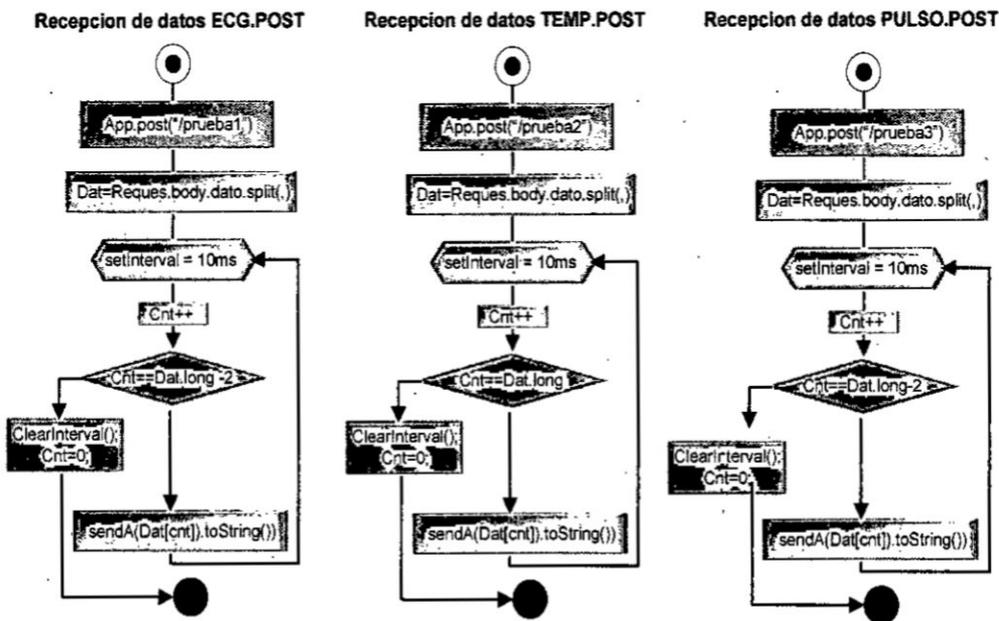


Fuente: Elaboración propia

Para la recepción de datos en el archivo “index.js” se usaron buffers temporales para almacenar las muestras enviadas por los nodos sensores, y luego ir graficando los puntos de forma dinámica en la página web del usuario usando Websockets. Como se mencionó anteriormente, se implementa en el archivo “index.js” dos tipos de procesos de recepción de datos:

- **Recepción usando el protocolo POST.** Las funciones de recepción usando el protocolo POST se observan en la Figura 4.49, donde cuando llegan todos los datos de los nodos sensores, estos se almacenan en una variable temporal “Dat” y luego se envían a los clientes conectados a una frecuencia de 10ms. Los datos solo se envían a los clientes que han abierta una sesión Websockets identificándose con un tipo de sensor. Un esquema de las funciones de recepción POST se muestra en la Figura 4.49.

Figura N° 4.49
FUNCIONES DE RECEPCIÓN USANDO POST

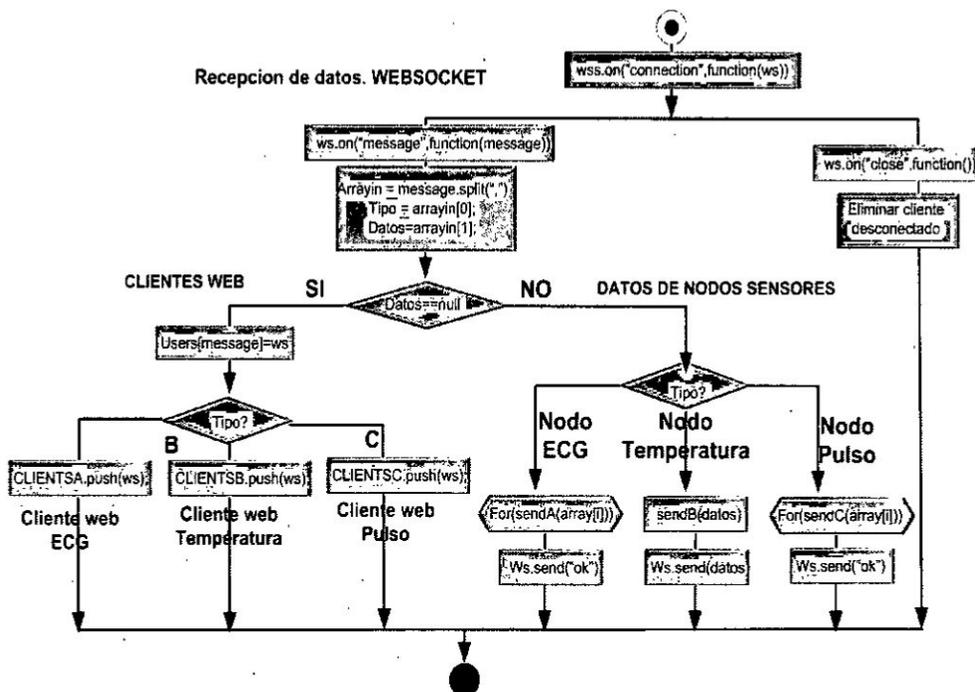


Fuente: Elaboración propia

- **Recepción usando el protocolo WebSocket.** La función principal de este tipo de recepción de datos es “wss.On”. Esta función se encarga de gestionar las conexiones de los clientes Web que desean visualizar los

datos en cuyo caso se les asigna un identificador. También debe recibir los datos de los nodos sensores y el esquema del proceso realizado para recepción de datos se observa en la Figura 4.50.

Figura N° 4.50
FUNCIÓN DE RECEPCIÓN USANDO WEBSOCKET



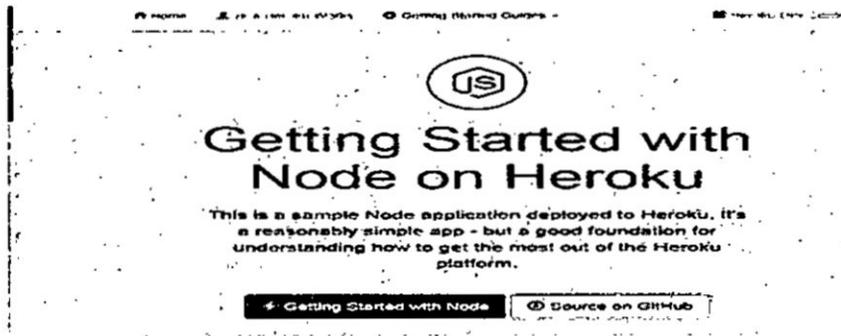
Fuente: Elaboración propia

c) **Implementación de la aplicación Web.** En esta sección se realiza la publicación de la aplicación que se ha programado utilizando el servidor de aplicaciones Heroku (Proveedor de Plataforma como servicio) usado para aplicaciones de “Cloud Computing”.

Usando el servicio de Heroku (Figura N° 4.51) debemos crear una cuenta de acceso y luego descargar el programa “Heroku ToolBelt” que nos brinda un herramienta para utilizar desde la consola de comandos y publicar nuestras aplicaciones. Esta aplicación instala los programas de Heroku y el gestor de archivos “Git”.

Figura N° 4.51

PÁGINA DE INICIO DEL SERVICIO HEROKU



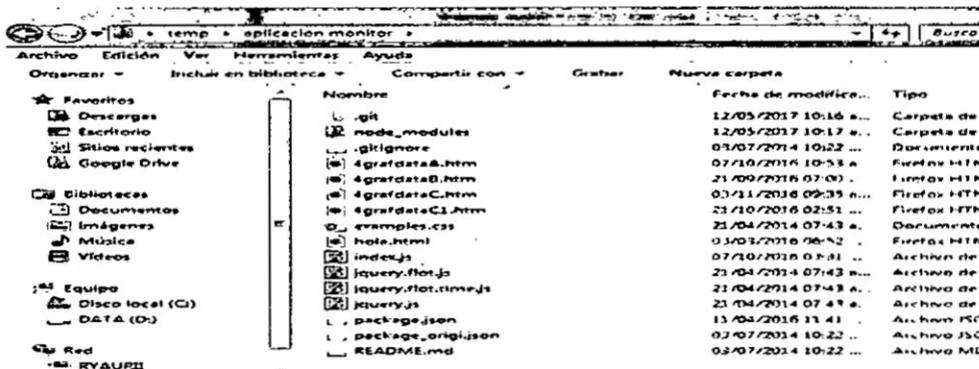
Fuente: Elaboración propia

Para publicar la aplicación desarrollada anteriormente se accede a la carpeta del proyecto (Figura N°4.52) desde una consola de comando si usamos Windows. En la consola de comandos se ingresaron los siguientes comandos de publicación:

- Heroku login (ingresar las credenciales de acceso)
- git init
- git add
- git commit -m "primero"
- heroku create
- git push Heroku master

Figura N° 4.52

ESTRUCTURA DE ARCHIVOS DE LA APLICACIÓN WEB



Fuente: Elaboración propia

En la Figura N° 4.53 se muestra que se cargaron los archivos en el servidor, y que el nombre de la aplicación publicada por Heroku es: “radiant-shelf-88111.herokuapp.com”

Figura N° 4.53

PUBLICACIÓN DE LA APLICACIÓN WEB

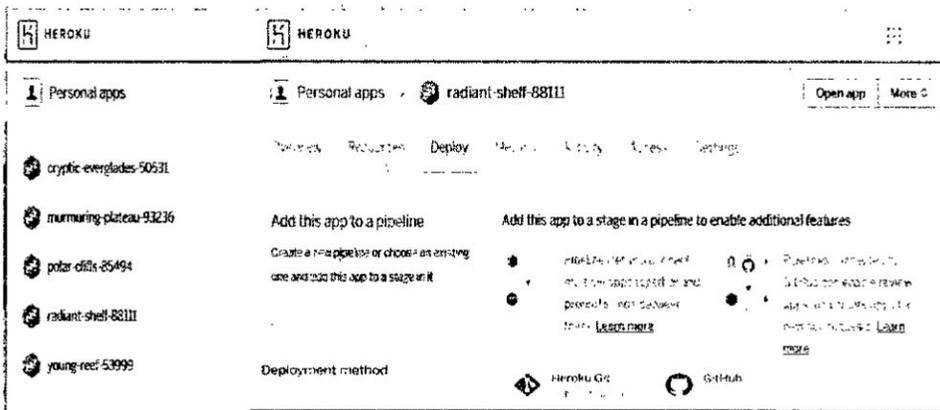
```
remote: ----> Caching build
remote: Clearing previous node cache
remote: Saving 2 cacheDirectories (default):
remote:   - node_modules
remote:   - bower_components (nothing to cache)
remote: ----> Build succeeded!
remote:   npm body-parser@1.15.2
remote:   npm express@4.14.0
remote:   npm vs@0.4.32
remote: ----> Discovering process types
remote: Profile declares types   -> (none)
remote: Default types for buildpack -> web
remote: -----> Compressing...
remote: Done: 2.5M
remote: -----> Launching...
remote: Released v14
remote: https://radiant-shelf-88111.herokuapp.com/ deployed to
remote: Verifying deploy... done.
Warning: Your console font probably doesn't support Unicode. If you ex
r switching to a TrueType font such as Concolas?
to https://git.heroku.com/radiant-shelf-88111.git
47f52f3...a867b98 master -> master
D:\datos2016\cursos\videotuto\nodejs\info\Echo\miche ws\cliente22>_
```

Fuente: Elaboración propia

Cuando se accede a nuestra cuenta en Heroku, se observa en la Figura N° 4.54 la lista de aplicaciones publicadas que hemos creado y las páginas web desarrolladas en la Figura N° 4.55

Figura N° 4.54

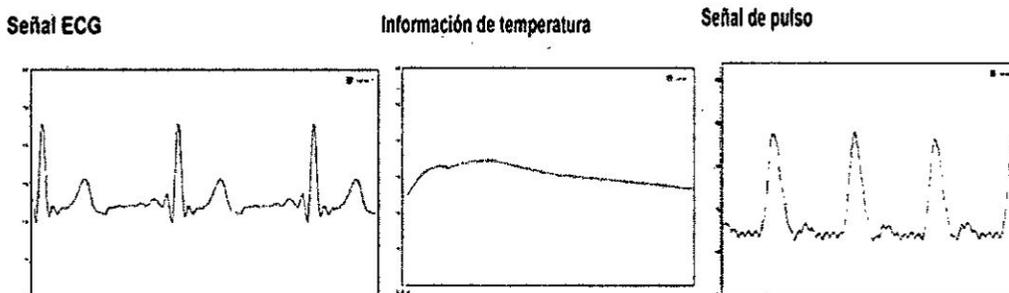
APLICACIÓN PUBLICADA EN HEROKU



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.55

PÁGINAS WEB DE MONITOREO



Fuente: Elaboración propia

Las librerías gráficas de “Flot Charts” fueron usadas para realizar la interfaz de monitoreo, la cual implementa sus funciones de dibujo en dos archivos del tipo JavaScript, consiguiendo que las aplicaciones sean más ligeras al no tener que importar toda una variedad de archivos de configuración para la aplicación.

Figura N° 4.56

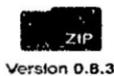
LIBRERÍA GRÁFICA FLOT CHART



[Documentation](#) [Examples](#) [Plugins](#) [Blog](#) [Forum](#) [Bugs](#) [G+](#) [Dribbble](#) [Twitter](#) [Facebook](#)

Attractive JavaScript plotting for jQuery
Flot is a pure JavaScript plotting library for jQuery, with a focus on simple usage, attractive looks and interactive features.

Works with Internet Explorer 6+, Chrome, Firefox 2+, Safari 3+ and Opera 9.5+



Version 0.8.3



Development

Additional [examples](#) are bundled with Flot. Also take a look at the [Flot Usage Wiki](#) for screenshots and stories from people and companies using Flot.

Documentation

- [Short introduction](#)
- [Frequently asked questions](#)
- [API documentation](#)
- [Plugin authoring guide](#)
- [Jürgen Marsch](#) has created a [series of videos](#) introducing Flot
- [NEWS](#) describes what has been changed lately

If you need more help, consider posting to the friendly gang on the [forum/mailling list](#). You can probably save yourself some time skimming the [FAQ](#) first.

Fuente: Wang V. [39]

4.3 Población y muestra

En el presente trabajo se realiza el diseño, construcción y despliegue de nodos sensores inalámbricos orientados al bajo consumo energético. Estos dispositivos son elaborados y construidos en los laboratorios de la Dirección de Investigación y Desarrollo Tecnológico (DIDT) del INICTEL-UNI. Durante el desarrollo del proyecto de tesis se construyeron hasta 3 versiones de los nodos sensores inalámbricos, por lo tanto, todos estos dispositivos son parte de la población del proyecto de tesis.

Para la selección de las muestras en la población (compuesta por las distintas versiones de los nodos sensores) se seleccionarán sólo las versiones finales de los 3 nodos sensores de monitoreo de señales electrocardiográficas, de temperatura, pulso cardíaco y además el módulo Gateway GPRS. Esto se debe a que en las versiones finales de los prototipos se corrigieron problemas del diseño de las tarjetas de circuito impreso, conexiones de componentes y circuitos electrónicos para adquisición de señales de sensores.

4.4. Descripción de la experimentación

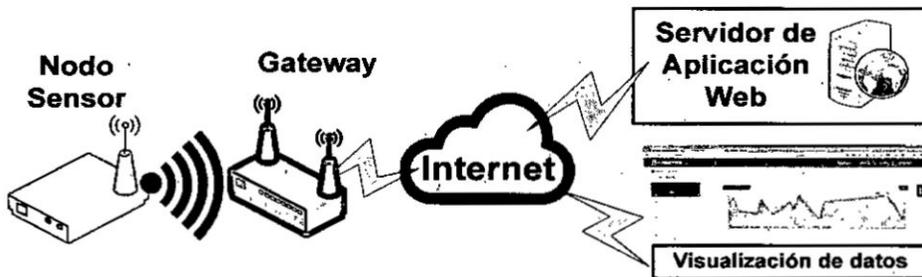
En el proceso de experimentación a realizar en esta tesis se evaluarán las relaciones entre las condiciones de funcionamiento de los nodos sensores y el modo en el que se ven afectadas las transmisiones de señales fisiológicas y el

tiempo de vida de los nodos sensores. Se modifica la variable independiente que corresponde a los nodos sensores, que forman parte de la red inalámbrica, con las finalidad de observar, analizar y definir cómo afecta el monitoreo remoto de variables fisiológicas. Los pasos para realizar la experimentación son los siguientes:

- Definir los criterios de diseño de nodos sensores de bajo consumo y elegir las tecnologías de comunicación inalámbrica a evaluar para la transmisión de datos.
- Diseñar las interfaces electrónicas para adquirir datos de sensores fisiológicos de ECG, temperatura y Pulso cardiaco.
- Selección de escenario de prueba para transmisión de datos usando tecnologías inalámbricas Wi-Fi y ZigBee utilizando 3 nodos sensores de bajo consumo y el Gateway GPRS. El escenario de pruebas consiste en el despliegue de los 3 nodos sensores en una inalámbrica Wi-Fi y ZigBee para la transmisión de datos a una aplicación Web.

Figura N° 4.57.

ESCENARIO DE PRUEBAS PARA EXPERIMENTACIÓN



- Definir la cantidad de transmisiones por hora y el número de bytes a enviar en cada periodo de envío de datos.
- Realizar el cálculo del consumo promedio de corriente de los nodos sensores.
- Obtener la relación entre la cantidad de paquetes de datos enviados y recibidos por los nodos sensores hacia la aplicación Web.

- Se obtienen las características de consumo energético y transmisión de señales fisiológicas con las tecnologías ZigBee o WiFi

Los nodos sensores realizan la transmisión de señales fisiológicas con la tecnología ZigBee hacia Internet usando el Gateway GPRS, el cual reenvía la información a Internet. Si el nodo sensor utiliza la tecnología Wi-Fi se utiliza un punto de acceso inalámbrico. En ambos casos la aplicación Web de monitoreo está diseñada para decodificar los datos y mostrarlos a los clientes.

4.5 Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Para lograr llegar a los objetivos propuestos se ha realizado el uso de los siguientes instrumentos:

- **Osciloscopio Tektronix MSO20112.** Es un osciloscopio digital de 100 MHz de ancho de banda. Posee 2 Canales analógicos, 16 digitales y tiene una velocidad de Muestreo de 1 GS/s. Cuenta con conexiones USB, pantalla TFT a Color. Este osciloscopio permite grabar las imágenes capturas de la pantalla en el USB. Además permite decodificar el protocolo de comunicación Serial, I2C o SPI de las señales digitales adquiridas.
- **Multímetro Fluke 289.** Este multímetro está orientado a usos industriales por su capacidad de registro de datos, alto rendimiento, y está diseñado para realizar medidas en proyectos de electrónica. Tiene un ancho de banda de 100KHz y permite hacer mediciones de voltaje de hasta 1000V. Además tiene una interfaz de comunicación inalámbrica Ir3000 F con dispositivos iOS y Android. Mediciones de hasta 10 A
- **Analizador de espectro MS2661B.** El MS2661B es un analizador de espectro de 3 GHz de Anritsu. Este equipo permite medir la potencia de los espectros de señales conocidas y desconocidas dentro de un ancho de banda de 9KHz hasta 3GHz. Este equipo recopila información de magnitud de una señal de entrada en comparación con su frecuencia. Su uso principal es documentar y analizar señales y composiciones espectrales de las señales de comunicación inalámbricas.

- Aplicación de escritorio para recepción de datos de sensores desarrollado en el software Visual Studio .NET y con interfaces de comunicación Bluetooth y ZigBee
- Archivos de registro de eventos en el servidor Web, los cuales serán accesibles desde el servidor de aplicaciones web Heroku.
- Computadora Personal Lenovo Intel Core i7 de 3.4GHz con 16 GB de RAM y Windows 7 Professional.

En el caso de las técnicas usadas para recolectar los datos el proceso es el que se describe a continuación

- Se realizó la búsqueda de artículos de investigación y tesis de temas relacionados al proyecto usando bases de datos de artículos como IEEEExplore y Scopus.
- Se reunió información de las topologías y arquitecturas de transmisión de información fisiológica de forma remota.
- Se recopiló información del tipo de señales fisiológicas a monitorear y el tipo de interfaces electrónicas para su adquisición con un sistema embebido. Para lograr estos se realizó la construcción de una aplicación de monitoreo local por transmisión ZigBee y Bluetooth, para evaluar las señales de ECG enviadas por el nodo. De esta forma se adquirió información para validar el funcionamiento de la tarjeta de adquisición de la señal. De igual manera se realizó las pruebas con los otros nodos sensores de temperatura y pulso cardiaco.

Figura N° 4.58
ESQUEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS DE SEÑALES FISIOLÓGICAS

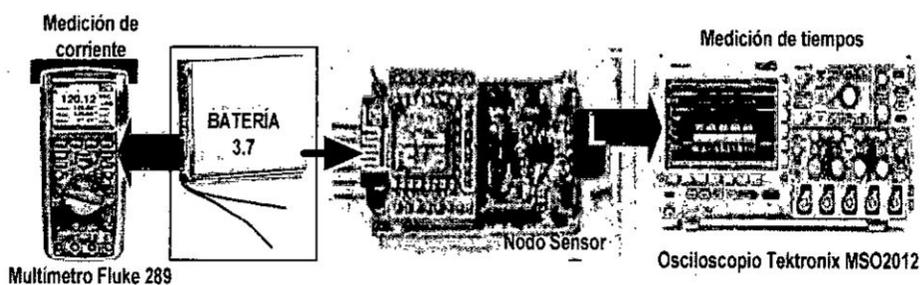


Fuente: Elaboración propia

- En los nodos sensores se almacenaron en memoria externa e interna, datos de niveles de voltaje, tiempo de funcionamiento y número de transmisiones utilizando las tecnologías ZigBee y Wi-Fi, para determinar en qué casos se tiene una mayor autonomía de funcionamiento. Para su construcción su implementación se usó el software MPLABX y MATLAB.
- Para evaluar la transmisión de datos se realizaron mediciones del consumo de corriente y tiempo de ejecución procesos de firmware utilizando conversores analógicos/digitales, multímetros y osciloscopios con el objetivo de realizar comparaciones y evaluaciones acerca de sus características de consumo de corriente. Se comprobó la frecuencia de transmisión utilizando el analizador de espectro. El multímetro se conectó en modo amperímetro para obtener la corriente consumida por cada nodo sensor, mientras que el osciloscopio permitió detectar los tiempos de ejecución de adquisición, procesamiento y transmisión de datos en los nodos sensores.

Figura N° 4.59.

ESQUEMA DE MEDICIÓN DE VARIABLES DE CORRIENTE Y TIEMPO DE EJECUCIÓN DE PROCESOS



Fuente: Elaboración propia

- Se realizó la construcción de una aplicación de envío de datos de señales ECG, temperatura y pulso cardiaco para realizar las pruebas y validación del software de monitoreo remoto. Este software está desarrollado con la

misma tecnología del servidor de aplicaciones Node.js y Javascript y usa los protocolos de comunicación HTTP REST y WebSockets

4.6 Procedimiento de recolección de datos

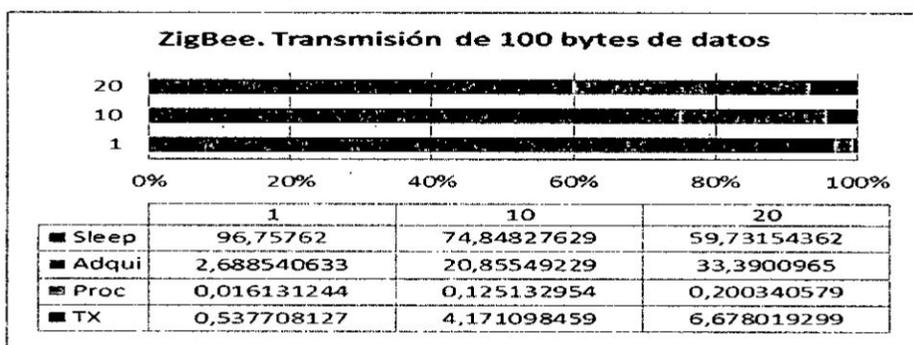
- El procesamiento y análisis de datos obtenidos se realiza mediante el uso de tablas o cuadros en hojas de cálculo. Además se efectuó la descripción de las medidas conseguidas para convertirlo en resultados concretos, que nos permita contrastarlos con nuestros objetivos de trabajo y verificarlos con nuestra hipótesis de investigación.
- Se realizó el análisis de la información, durante el desarrollo y pruebas del sistema, comparando los datos mediante gráficos realizados en hojas de cálculo donde se obtuvieron conclusiones del comportamiento del sistema desarrollado.
- Las mediciones realizadas en los nodos sensores (consumo de corriente, voltaje de alimentación y tiempo de ejecución de procesos), se realizaron utilizando conversores análogos/digitales, multímetros y osciloscopios y estos datos se ingresan a un software de simulación para determinar el tiempo de duración del nodo sensor a largo plazo, bajo diferentes condiciones de periodo de envío de datos.
- Se revisó las relaciones entre las tecnologías de transmisión utilizadas para enviar datos, tiempo de funcionamiento y frecuencia de envío de datos de los nodos sensores, utilizando gráficas comparativas, y de esta manera se obtuvieron las conclusiones de la investigación.

4.7 Procesamiento estadístico y análisis de datos

En una primera etapa se realizó la recolección de la información necesaria para determinar las características que se requieren en la implementación de una red de sensores para el monitoreo de señales fisiológicas. Se realizó la construcción de 3 nodos para pruebas de transmisiones de señales fisiológicas hacia una aplicación web en Internet, tomando medidas del consumo de corriente, tiempo de ejecución de procesos y evaluando su comportamiento cuando se variaba el periodo de envío de datos y el número de bytes a transmitir.

Figura N° 4.60

NODO ZIGBEE CON 100 BYTES DE TRANSMISIÓN DE DATOS

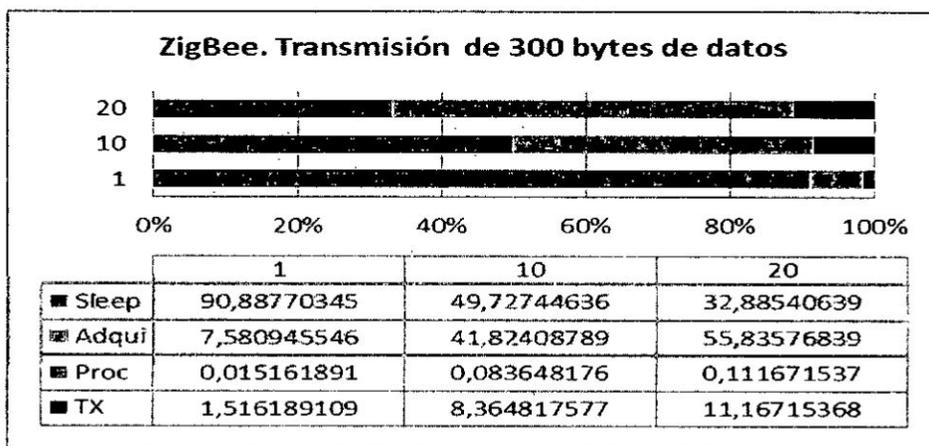


Fuente: Elaboración propia

Estos resultados son presentados en gráficas para presentar los valores obtenidos. En el caso de la Figura N° 4.60, 4.61, 4.62 y 4.63 se muestran los valores del porcentaje de tiempo usado (en nodos ZigBee) en las etapas de modo dormido, adquisición, procesamiento y transmisión para periodos de 1, 10 y 20 envíos de datos por hora con 100, 300, 500 y 800 bytes de datos.

Figura N° 4.61

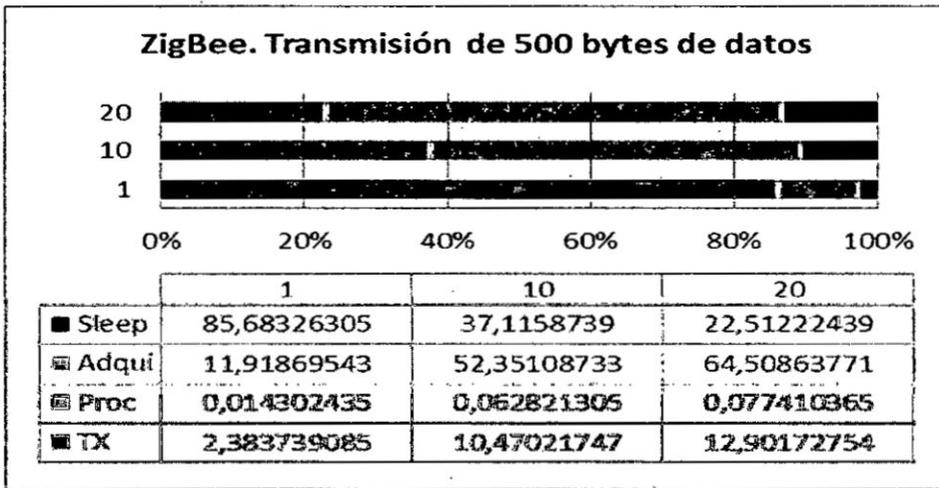
NODO ZIGBEE CON 300 BYTES DE TRANSMISIÓN DE DATOS



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.62

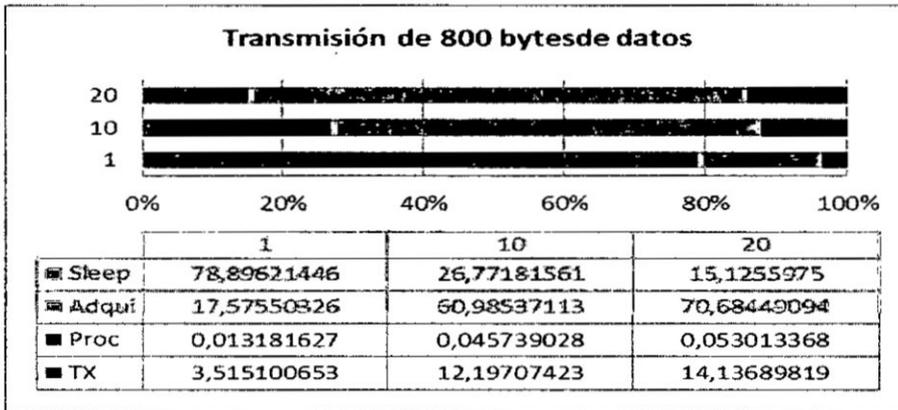
NODO ZIGBEE CON 500 BYTES DE TRANSMISIÓN DE DATOS



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.63

NODO ZIGBEE CON 800 BYTES DE TRANSMISIÓN DE DATOS

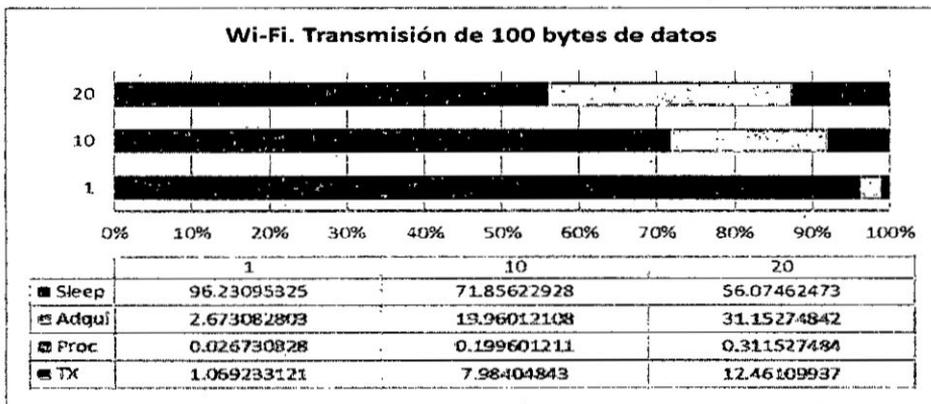


Fuente: Elaboración propia

En el caso de la Figura N° 4.64, 4.65, 4.66 y 5.67 se muestran los valores del porcentaje de tiempo usado (en nodos Wi-Fi) en las etapas de modo dormido, adquisición, procesamiento y transmisión para periodos de 1, 10 y 20 envíos de datos por hora con 100, 300, 500 y 800 bytes de datos.

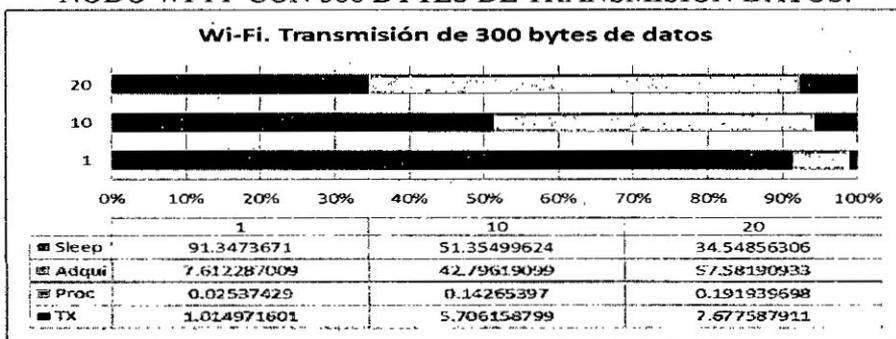
Figura N° 4.64

NODO WI-FI CON 100 BYTES DE TRANSMISIÓN DE DATOS.



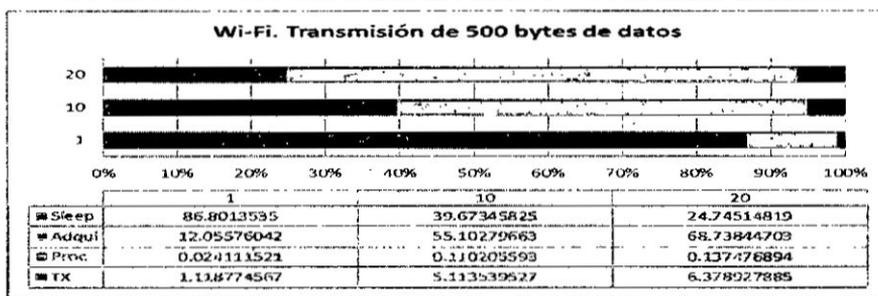
Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.65
NODO WI-FI CON 300 BYTES DE TRANSMISIÓN DATOS.



Fuente: Elaboración propia

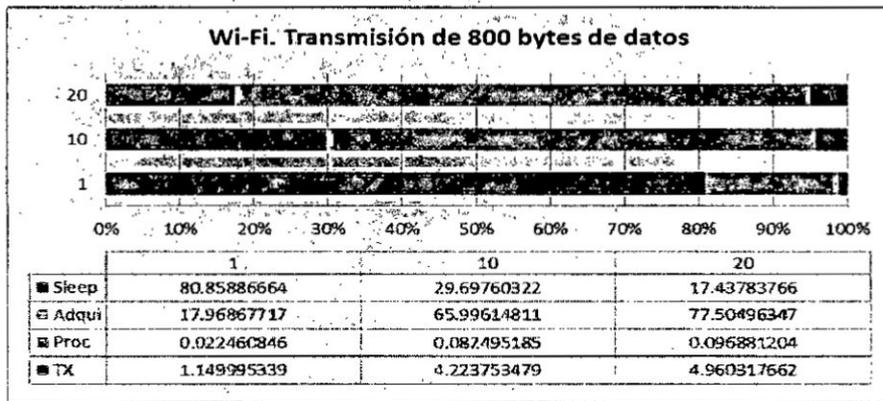
Figura N° 4.66
NODO WI-FI CON 500 BYTES DE TRANSMISIÓN DATOS.



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.67

NODO WI-FI CON 800 BYTES DE TRANSMISIÓN DATOS.

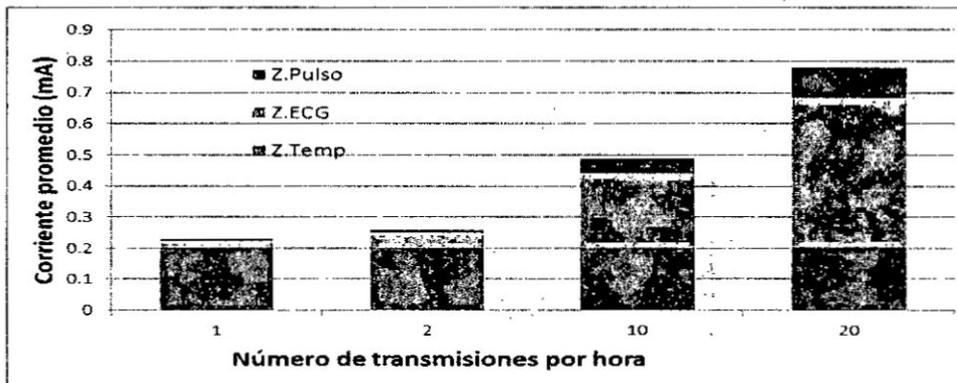


Fuente: Elaboración propia

Además de obtener datos del promedio de consumo de corriente en los nodos sensores, se obtienen la relación de los valores de consumo de corriente con el periodo de envío de datos. Con las gráficas de las Figuras N° 4.68 y 4.69 se pueden establecer las relaciones entre estos dos variables y cómo afecta al tiempo de vida de cada nodo sensor según el tipo de tecnología de transmisión.

Figura N° 4.68

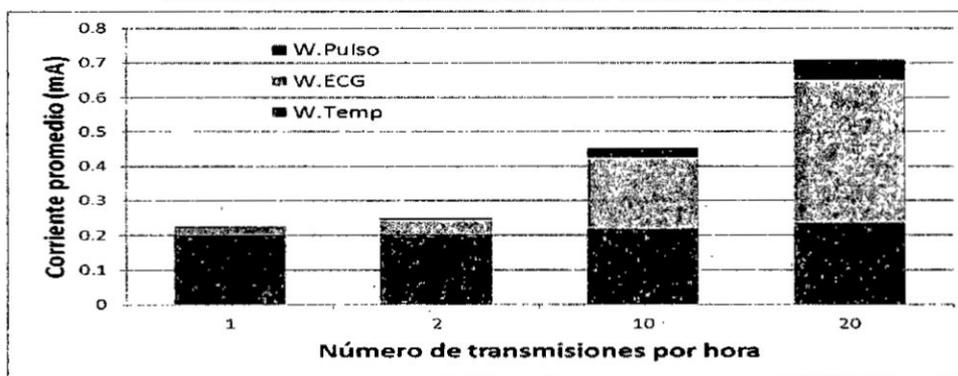
CORRIENTE PROMEDIO DE LOS NODOS ZIGBEE.



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 4.69

CORRIENTE PROMEDIO DE LOS NODOS WI-FI.



Fuente: Elaboración propia

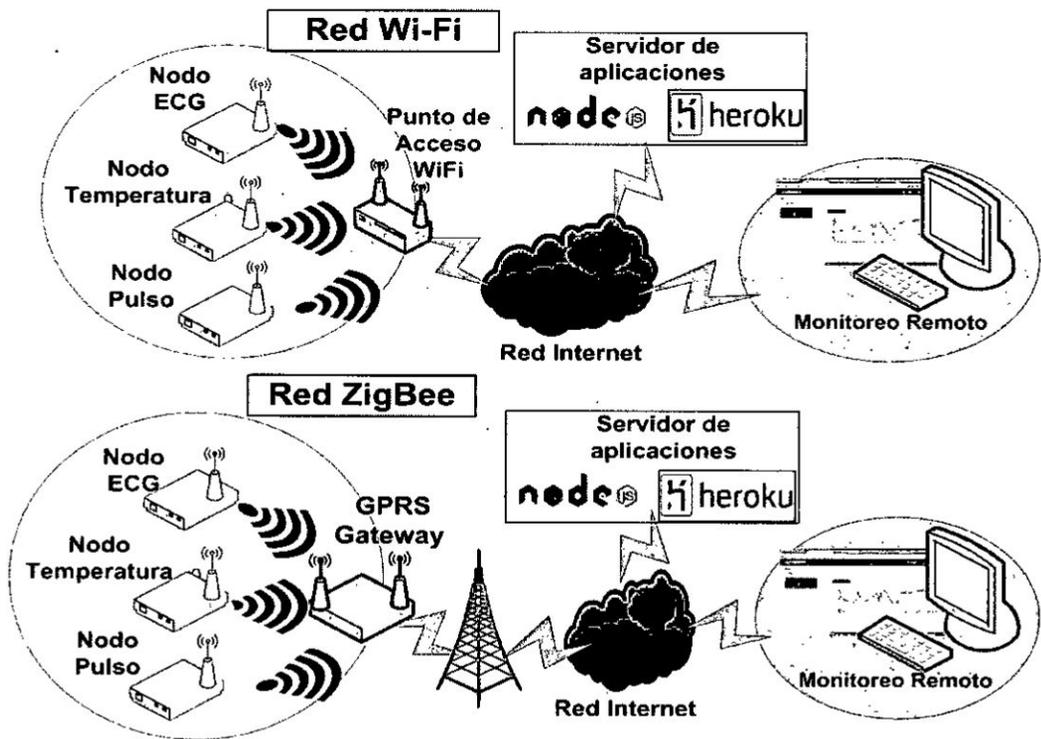
Finalmente, con los resultados obtenidos anteriormente mediante hojas de cálculo, memorias de programa y registros de datos, utilizando equipos como osciloscopio y multímetro, se realizó la evaluación e interpretación de la información la cual es la presentada en la sección de resultados.

V. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados de las pruebas realizadas usando los tres nodos sensores de ECG, temperatura y pulso cardiaco y la transmisión hacia Internet empleando una red ZigBee (módulos XBee) o Wi-Fi (ESP8266). En la Figura N° 5.1 se muestra el esquema general que fue utilizado para obtener los resultados que se describen en esta sección. En la parte superior de la Figura N° 5.1 se muestra el esquema de comunicación con los módulos Wi-Fi mientras que en la parte inferior se usa la red ZigBee y un Gateway GPRS.

Figura N° 5.1

ESQUEMA GENERAL DE LAS PRUEBAS REALIZADAS

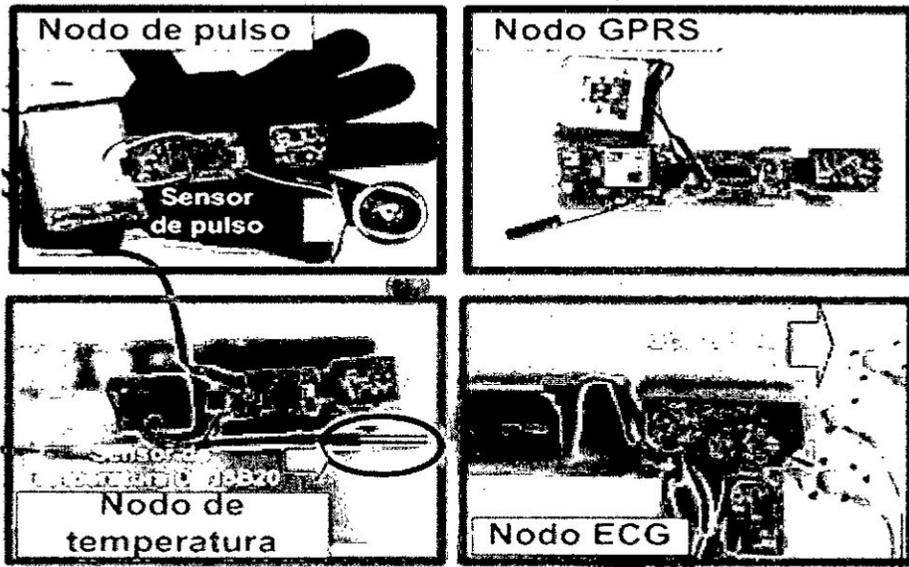


Fuente: Elaboración propia

En la Figura N^o 5.2 se observan los tres nodos con sus respectivos sensores y el Gateway GPRS utilizados para las pruebas de transmisión de datos hacia Internet energizados con una batería de 3.7V y 2500mA.

Figura N° 5.2

NODOS S ENSORES IMPLEMENTADOS



Fuente: Elaboración propia

Para adquirir y transmitir señales fisiológicas se debe considerar la frecuencia de muestreo, las limitaciones de hardware, energía y velocidad de procesamiento en los nodos.

La señal Electrocardiográfica se representa como un registro de la actividad cardíaca [5] y su amplitud puede llegar hasta los 3mV, pero para implementaciones de un monitor cardíaco es posible utilizar frecuencias menores a 30Hz y esto se aplica también a las señales de pulso, mientras que en el caso de la temperatura, la frecuencia puede ser de 1Hz como. Por lo tanto se definió un rango de frecuencias de muestreo a utilizar para las señales fisiológicas que se muestran en la Tabla 5.1.

De manera previa a las pruebas se obtuvieron las características funcionales de los módulos de comunicación inalámbrica Xbee y ESP8266, las cuales se muestran en la Tabla N° 5.2. Se observa que aunque el módulo Wi-Fi ESP8266 tiene una mayor velocidad de transmisión, su consumo de corriente es mayor que el Xbee.

Tabla N° 5.1
EJEMPLOS DE FRECUENCIAS DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES
FISIOLÓGICAS

Parámetro	Rango de frecuencias
ECG	0.5 Hz – 100Hz
Temperatura corporal	1 HZ
Pulso cardiaco	40 Hz
Respiración	10 Hz
Electromiógrafo	10 Hz – 5KHz

Fuente: León S. [8]

Tabla N° 5.2
CARACTERÍSTICAS DE LOS MÓDULOS INALÁMBRICOS

	Xbee Series 2	ESP8266
Voltaje	2.1 - 3.6	3 - 3.6
Corriente de transmisión (mA)	35 - 45	120-170
Corriente en Sleep (mA)	< 0.001	< 0.01
Distancia (mt)	40-120	30 -40
Potencia de transmisión (dBm)	1.25 - 2	20 (802.11b)
Velocidad de transmisión (Mbps)	0.25	1/11/54
Frecuencia de funcionamiento (GHz)	2.4 GHz	2.4 - 2.5
CPU Clock (MHz)	50.33	80

Fuente: ZigBee TM Networks [41] y Kolban N. [32]

5.1 Consumo de corriente de los módulos de comunicación

Usando los 3 nodos sensores desarrollados (cada uno con un tipo de sensor) se realizaron las mediciones de consumo de corriente en cada modo de funcionamiento, mostrando los resultados en la Tabla N° 5.3.

5.2 Tiempo de ejecución de cada proceso

Las lecturas de los tiempos de ejecución de cada proceso mostraron que el tiempo de adquisición varía proporcionalmente a la velocidad de muestreo de la señal. En el caso del tiempo de transmisión, el módulo ESP8266 tiene un tiempo que varía entre 25 y 39ms mientras que el módulo Xbee cambia según la cantidad de bytes que se transmitirán como se muestra en la Tabla N° 5.4.

Tabla N° 5.3
CONSUMO DE CORRIENTE EN LOS MÓDULOS INALÁMBRICOS

	Sleep (mA)	Idle (mA)	Transmit (mA)	Peak Transmit (mA)
Xbee Series 2	< 0.02	18	40	45
ESP8266	< 0.1	74	135	860

Fuente: ZigBee TM Networks [41] y Kolban N. [32]

Tabla N° 5.4
TIEMPO DE CADA PROCESO

	Xbee Series 2 (ZigBee)	ESP8266 (Wi-Fi)
Tiempo de inicio	0.1-0.2	0.3 a 0.6seg
Tiempo de transmisión	depende 1byte*1ms	25-39 ms
Tiempo de adquisición	varía según la cantidad de datos en ambos casos	

Fuente: Elaboración propia

5.3. Numero de transmisiones por hora y consumo de corriente.

Se hicieron medidas del consumo de corriente promedio de los nodos sensores con periodos de envío de 1, 2, 10 y 20 trasmisiones por hora. El promedio de consumo de corriente en cada nodo sensor es calculado multiplicando la corriente consumida y el tiempo de ejecución en cada proceso para luego dividir el resultado entre el periodo de envío. Todos los nodos transmitían los datos hacia una aplicación web en Internet ya sea usando la red ZigBee (por medio de un Gateway GPRS) o por una red Wi-Fi.

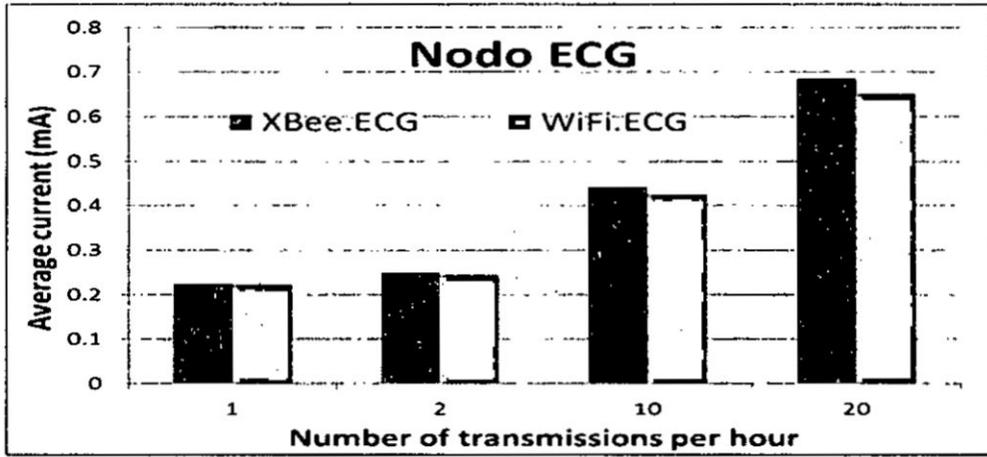
5.3.1. Consumo promedio de corriente del nodo ECG.

En la figura 5.3 se muestra el consumo de corriente del nodo sensor ECG para transmisiones de datos de 1, 2, 10 y 20 envíos por hora usando los módulos de comunicación Xbee y Wi-Fi. El nodo sensor ECG transmiten 380 bytes de información a la aplicación Web, para los 4 periodos de transmisión.

5.3.2. Consumo promedio de corriente del nodo de temperatura

La figura 5.4 muestra el consumo de corriente del nodo sensor de temperatura para periodos de transmisión de datos de 1, 2, 10 y 20 envíos por hora usando los módulos de comunicación Xbee y Wi-Fi.

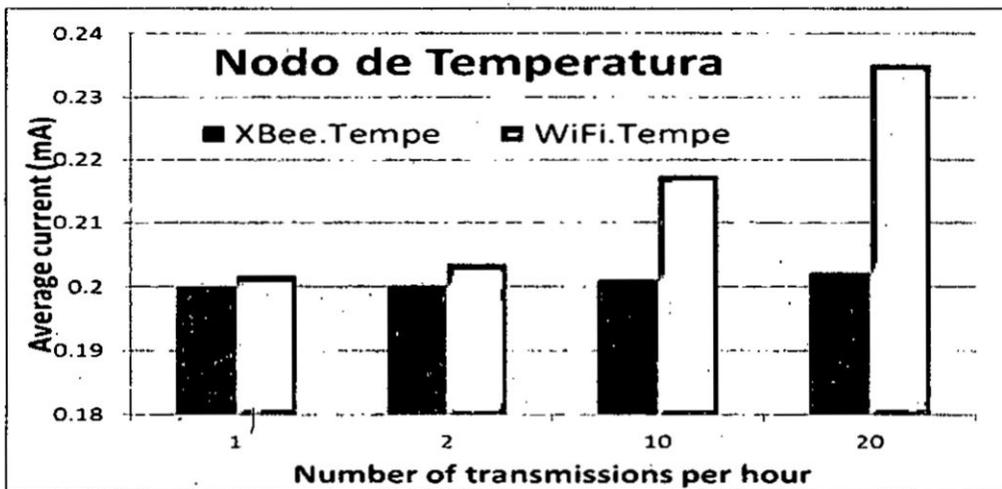
Figura N° 5.3
 CONSUMO DE CORRIENTE DEL NODO ECG



Fuente: Elaboración propia

En el caso de este nodo sensor se transmiten 10 bytes de información a la aplicación Web, para los 4 periodos de transmisión. Esta cantidad de datos se debe a que la temperatura es un tipo de magnitud con una muy baja frecuencia de cambio.

Figura N° 5.4
 CONSUMO DE CORRIENTE DEL NODO DE TEMPERATURA

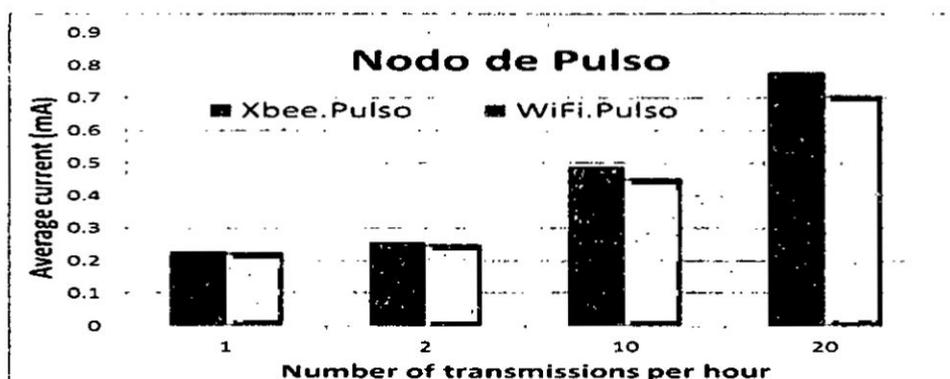


Fuente: Elaboración propia

5.3.3. Consumo promedio de corriente del nodo de pulso

El consumo promedio de corriente del nodo de pulso cardiaco se muestra en la Figura N° 5.5 para los periodos de transmisión de datos de 1, 2, 10 y 20 envíos por hora con los módulos de comunicación Xbee y Wi-Fi.

Figura N° 5.5
CONSUMO DE CORRIENTE DEL NODO DE PULSO



Fuente: Elaboración propia

5.4. Porcentaje de consumo de corriente en cada proceso de ejecución.

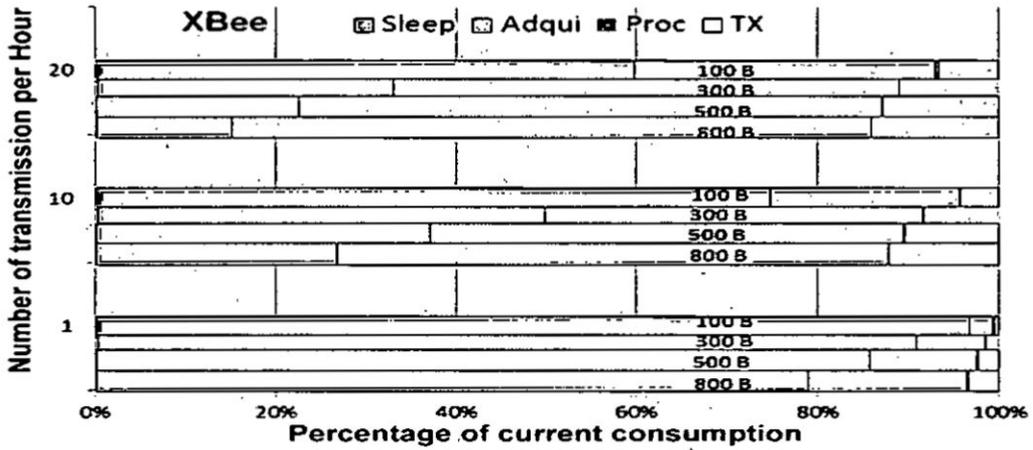
Se realizaron medidas para obtener el porcentaje de consumo de corriente en cada modo de funcionamiento: dormido (Sleep), adquisición, procesamiento y transmisión de datos. Además se utilizaron periodos de transmisión de datos de 1, 10 y 20 envíos por hora, con 100, 300, 500 y 800 bytes enviados en cada periodo de transmisión. Se eligió usar el nodo sensor ECG debido a que tiene un comportamiento comparable al nodo ZigBee en consumo de corriente

5.4.1. Porcentaje de consumo de corriente del nodo ECG

La Figura N° 5.6 se muestra el porcentaje de consumo de corriente en cada proceso del nodo sensor ECG. Se observa que cuando se envían 100 bytes de datos (en todos los casos) el porcentaje de consumo de corriente en modo Sleep es mayor. Cuando los datos enviados se incrementan, también lo hace el consumo de

corriente en la etapa de procesamiento pero en menor medida en la etapa de transmisión.

Figura N° 5.6
 PORCENTAJE DE CONSUMO DE CORRIENTE CON TRANSMISIÓN XBEE

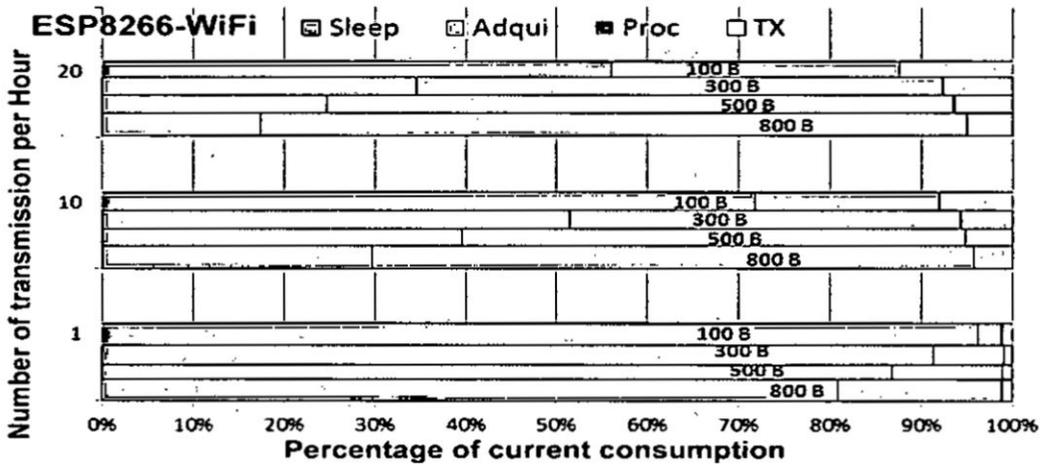


Fuente: Elaboración propia

5.4.2. Porcentaje de consumo de corriente del Nodo Wi-Fi ESP8266.

La Figura N° 5.7 muestra la distribución del consumo de corriente del nodo ECG Wi-Fi observando que en el modo Sleep el porcentaje de corriente es muy similar al nodo ZigBee.

Figura N° 5.7
 PORCENTAJE DE CONSUMO DE CORRIENTE CON TRANSMISIÓN WI-FI



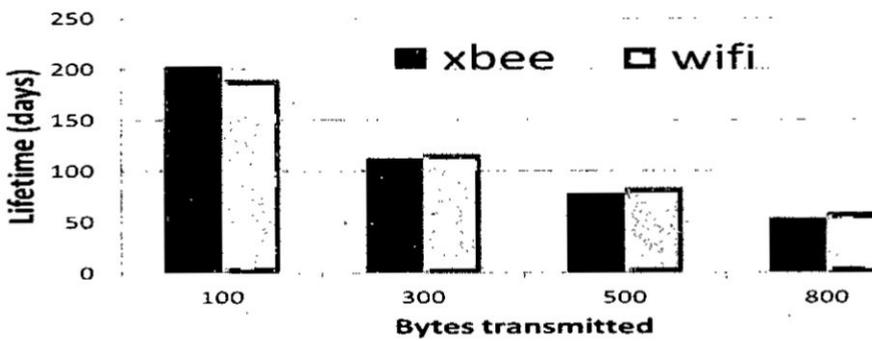
Fuente: Elaboración propia

5.5. Tiempo de vida y cantidad de bytes transmitidos

Se realizaron las mediciones del tiempo de vida del nodo sensor ECG con módulos de comunicación Wi-Fi y ZigBee con resultados que se observan en la Figura N° 5.8. La cantidad de bytes transmitidos variaba en 100, 300, 500 y 800 bytes pero con una frecuencia constante de 20 envíos por hora.

Figura N° 5.8

TIEMPO DE VIDA DEL NODO SENSOR ZIGBEE Y WI-FI



Fuente: Elaboración propia

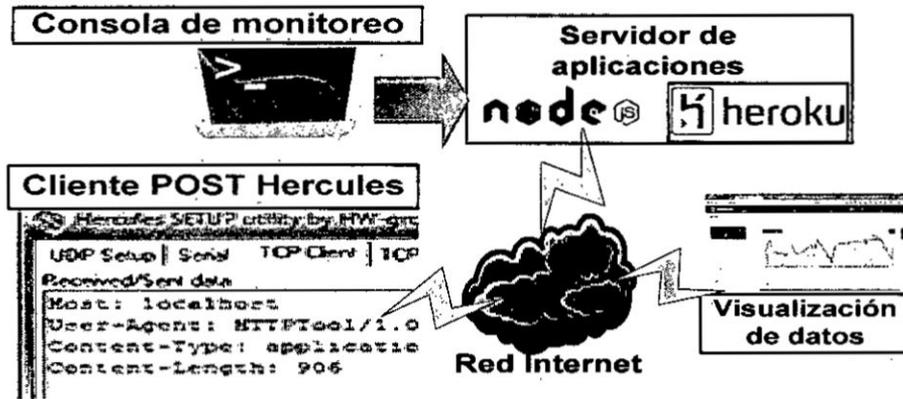
5.6 Comunicación de los nodos ZigBee con la aplicación Web

La transmisión de datos usando nodos sensores con interfaces de comunicación XBee se realizó utilizando el Gateway GPRS. La transmisión de datos se realizó en forma de un flujo de bytes por el enlace de comunicación inalámbrico. La velocidad de transmisión en el enlace inalámbrico es de 250Kbps, pero se tuvo en cuenta que la conexión entre el microcontrolador y el módulo XBee se realiza a través del puerto serial UART a una velocidad de 9600bps.

Una de las primeras pruebas realizadas consistió en probar la recepción de los datos de la aplicación Node.js, desde un cliente POST usando la aplicación "Hercules", verificando la recepción de datos desde la consola de comandos de servidor de aplicaciones. El esquema de pruebas realizado se muestra en la Figura N° 5.9 mientras que los resultados de transmisión y visualización de datos en la aplicación Node.js está en la Figura N° 5.10.

Figura N° 5.9

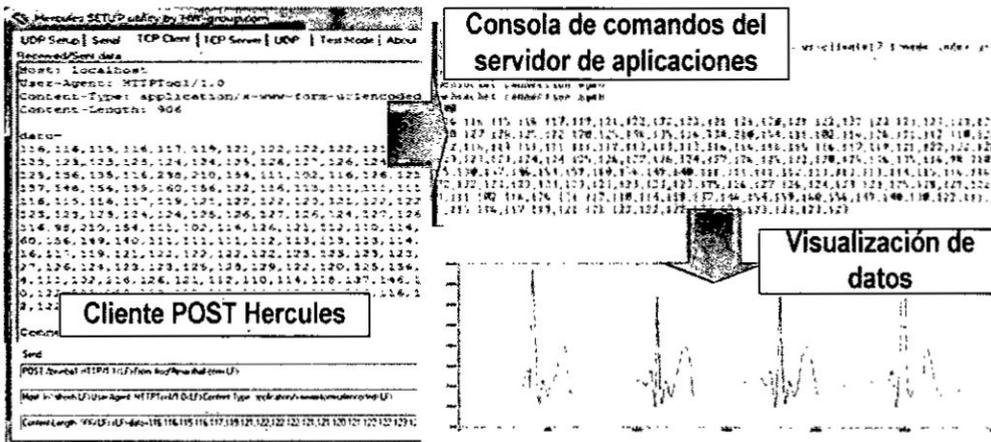
ESQUEMA DE PRUEBAS DE TRANSMISION CON EL PROTOCOLO POST



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 5.10

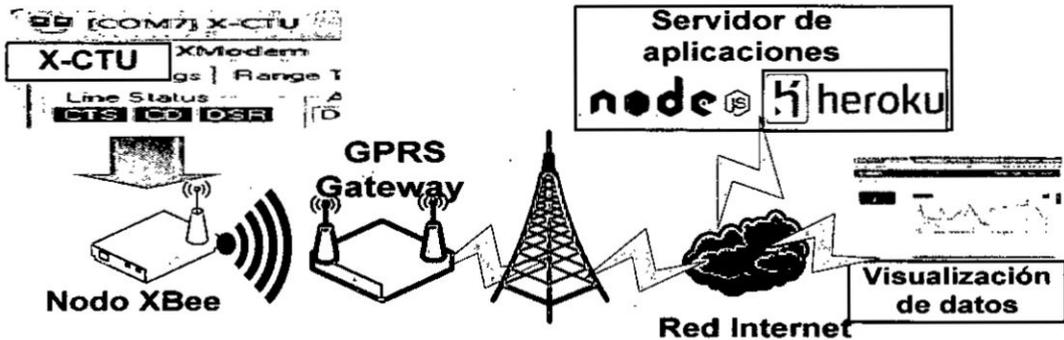
TRANSMISIÓN DE DATOS USANDO UN CLIENTE POST



Fuente: Elaboración propia

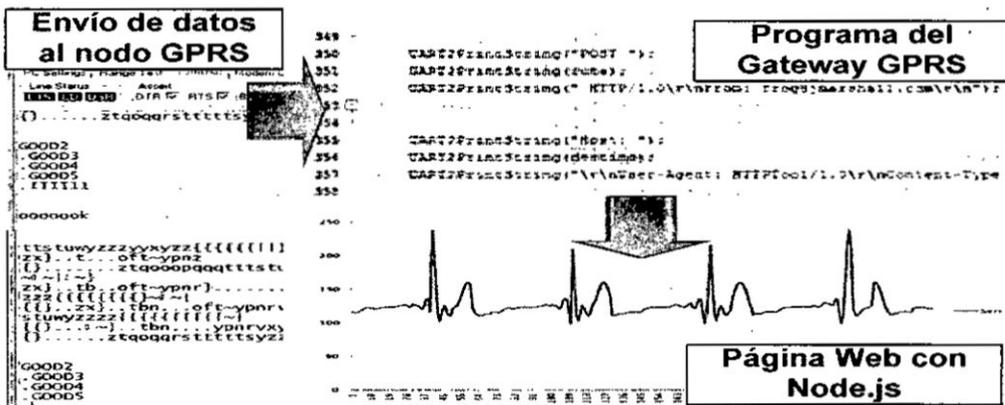
Una vez que se comprobó la transmisión de datos, usando un cliente POST, hacia la aplicación Node.js, se agregó el nodo sensor XBee para que comience a transmitir los datos al Gateway GPRS usando el esquema de pruebas mostrado en la Figura N° 5.11. Se comprueba la transmisión de los datos desde el Gateway GPRS usando la aplicación X-CTU y luego se visualiza la información en la aplicación de monitoreo implementada en el servidor de aplicaciones como se muestra en la Figura N° 5.12.

Figura N° 5.11
 ESQUEMA DE PRUEBAS DE TRANSMISIÓN DESDE EL NODO XBEE
 CON EL PROTOCOLO POST



Fuente: Elaboración propia

Figura N° 5.12
 TRANSMISIÓN DE DATOS DEL NODO GPRS HACIA LA APLICACIÓN
 WEB

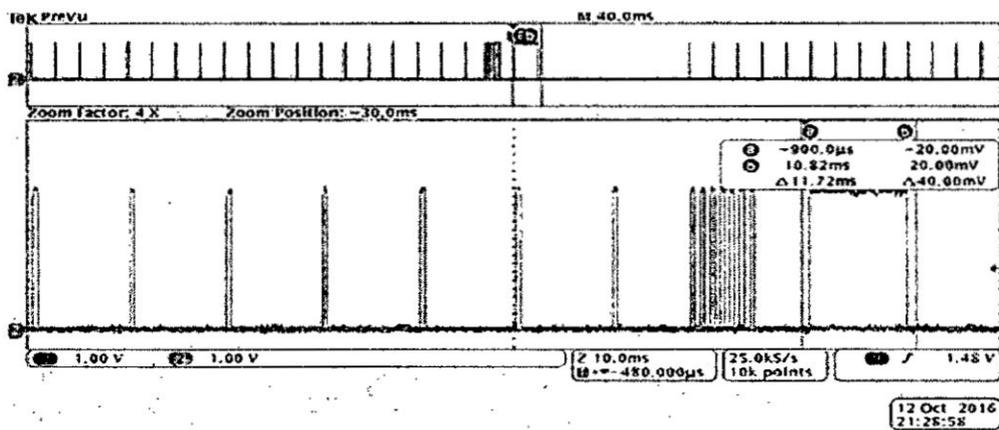


Fuente: Elaboración propia

El tiempo total de adquisición de datos depende de la cantidad de datos que se muestrean con el ADC del sistema embebido, para transmitirlos por una comunicación del tipo HTTP POST. Experimentalmente se obtuvo que con un tiempo de 3 segundos de muestreo de datos se tiene información sobre la señal ECG y de pulso cardiaco, en comparación con la señal de temperatura. Cuando se requiere usar un mayor tiempo de muestreo de las señales se obtiene más muestras, las cuales generan una mayor duración en tiempo de transmisión y procesamiento de datos.

de transmisión es de 54 Mbps. El consumo del ESP8266 cuando no transmite es de menos de 0.01mA, mientras que en modo normal, sin transmitir, llega a los 170 mA. Se observa que al variar el periodo de envío de datos al servicio web, el tiempo de transmisión se mantiene casi constante, como se observa en la Figura N° 5.15 (captura de la pantalla del osciloscopio)

Figura N° 5.15
SEÑALES DE TRANSMISION POR WEBSOCKET



Fuente: Elaboración propia

VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Las redes inalámbricas de sensores orientadas al monitoreo remoto de señales fisiológicas son una herramienta que ofrece un medio para ayudar a realizar un seguimiento del estado de la salud de las personas ya sea en ambientes interiores o exteriores. El diseño e implementación de los prototipos de nodos sensores también ofrece una plataforma tecnológica para evaluar su consumo de energía y tiempo de vida según las tecnologías de transmisión que se utilizan y permiten determinar las limitaciones y la arquitectura adecuada para la implementación de la red de sensores orientadas al monitoreo de variables fisiológicas.

6.1 Contratación de hipótesis con los resultados

Luego de realizar el diseño, implementación, pruebas y evaluaciones del sistema se ha podido comprobar de forma experimental lo siguiente:

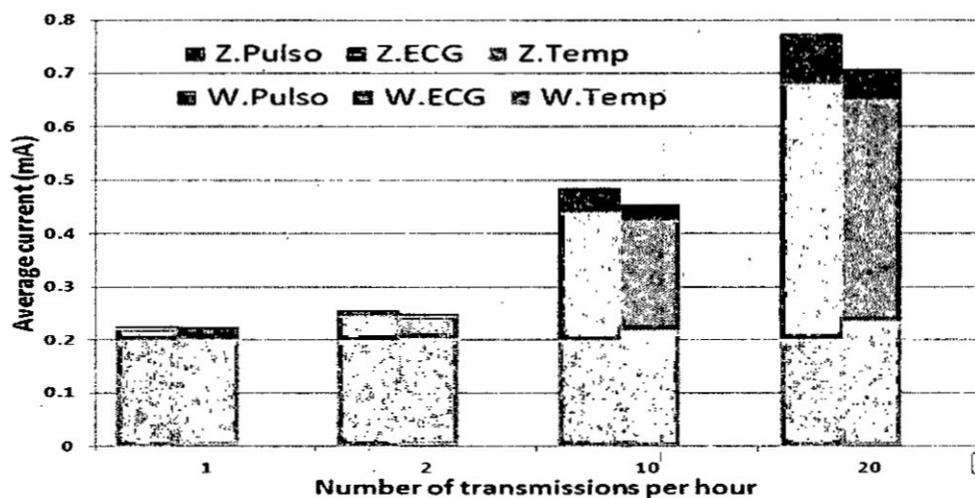
- Mediante la construcción de los nodos sensores inalámbricos se ha comprobado que es posible su utilización para la transmisión y monitoreo de señales fisiológicas utilizando la tecnología ZigBee o Wi-Fi.
- La utilización de dispositivos y componentes electrónicos de bajo consumo permitió optimizar el tiempo de vida de los nodos sensores.
- El uso de módulos de comunicación inalámbrica con modos de bajo consumo de energía ayudó a disminuir el consumo de corriente durante la etapa de transmisión de datos.
- El procesamiento de las señales fisiológicas ECG y de Pulso mediante filtros digitales es más rápida que la transmisión de datos, por lo que no generó un gasto de energía significativo.
- El protocolo de comunicación para el envío continuo de información usando Websockets fue el adecuado cuando se utilizaba la comunicación Wi-Fi debido a que tiene una velocidad de transmisión mucho mayor a la que se utiliza con la tecnología ZigBee

- Para el caso de la transmisión de datos usando Xbee, se utilizó un módulo Gateway GPRS que implementaba el protocolo de comunicación HTTP POST, y permitió el envío de datos con periodos mayores a 1 minuto.
- La evaluación de los módulos de comunicación permitió definir los escenarios donde se podrían utilizar más eficientemente los nodos sensores, teniendo como resultado que para transmisiones periódicas y orientadas a una mayor autonomía de funcionamiento, los nodos sensores Xbee son más adecuados. En cambio para comunicaciones continuas de datos es preferible el uso de nodos sensores Wi-Fi por tener un menor retardo en el envío de información hacia Internet gracias al uso del protocolo WebSocket.
- Los módulos Xbee y Wi-Fi tienen diferentes modos de funcionamiento, los cuales se muestran en la tabla 5.3, donde se observa que el consumo de corriente más alto lo tiene el módulo Wi-Fi, mientras que el módulo Xbee tiene un mejor desempeño en modo de bajo consumo.
- Las Figura 5.3 y 5.5 muestran el consumo de corriente promedio del nodo ECG y de pulso, observando que conforme se incrementa el número de transmisiones por hora, el nodo Wi-Fi consume cada vez menos corriente que el nodo XBee. Por lo tanto se define que para transmisiones de frecuencias más altas es recomendable el uso de nodos sensores Wi-Fi para optimizar el consumo de energía y alargar el tiempo de vida de los nodos sensores.
- El número de bytes enviados en los resultados mostrados en la figura 5.3 y 5.5 fue de 380 bytes en todos los casos. El sensor de pulso consume más corriente que los otros nodos debido a que el diodo Led del sensor requiere un mayor tiempo de estabilización para adquirir las muestras. En la figura 6.1 se observa los resultados superpuestos del consumo promedio de corriente en los nodos con diferentes sensores.
- En la figura 5.6 se observa que cuando se envían 100 bytes de datos (en todos los casos) el porcentaje de consumo de corriente en modo Sleep siempre es mayor. En cambio, cuando aumenta la cantidad de bytes a transmitir, también lo hace el consumo de corriente en la etapa de procesamiento, pero en menor medida en la etapa de transmisión.

- En la figura 5.7 se observa que, con el nodo Wi-Fi, el porcentaje de consumo de corriente en modo de transmisión disminuye conforme la cantidad de bytes enviados aumenta, lo cual se debe a que el tiempo de transmisión del nodo Wi-Fi es casi constante en comparación al nodo Xbee, cuyo tiempo de transmisión varía con el número de bytes.
- El tiempo de vida de un nodo WiFi supera al Xbee cuando se incrementa la cantidad de bytes enviados. Esto se observa en la figura 5.8, donde para transmisiones de 100 bytes, el nodo Xbee tiene un tiempo de vida de 203 días y el Wi-Fi de 189 días. Cuando la cantidad de datos enviados se incrementa hasta 800 bytes, se observa que el tiempo de vida de los dos tipos de nodos disminuye, pero el nodo Wi-Fi tiene un mejor rendimiento que el XBee cuando se envían datos superiores a los 300 Bytes.

Figura N° 6.1

PROMEDIO DE CONSUMO DE CORRIENTE DE LOS 3 NODOS
SENSORES



Fuente: Elaboración propia

6.2 Selección y cálculo de las pruebas estadísticas.

Según la hipótesis nula de la presente tesis, que indica que mediante la implementación del sistema prototipo de una red inalámbrica de sensores no se puede realizar el monitoreo remoto de variables fisiológicas temporales en

pacientes ambulatorios, se hizo necesario la selección de las pruebas estadísticas realizadas considerando aquellas que aportan a su rechazo y a la deducción de conclusiones que apoyen al estudio realizado.

Las pruebas a seleccionar, para generar las conclusiones e interpretaciones de los resultados, son la adquisición de datos relacionados al porcentaje de consumo de corriente en los nodos ZigBee y Wi-Fi. En esta prueba se consideran transmisiones de datos de 100, 300, 500 y 800 bytes. También se utilizan los resultados obtenidos cuando se cambia el periodo de envío a 1, 10 y 20 transmisiones por hora.

Se seleccionó las pruebas relacionadas al consumo de corriente promedio de cada nodo, según el tipo de sensor que utiliza y el periodo de envío de datos, con la finalidad de obtener una relación entre el la frecuencia de transmisión, tipo de sensor y el y el tiempo de vida.

Para el cálculo de resultados de las pruebas estadísticas se hace necesario obtener el consumo promedio de corriente, utilizando la ecuación (1), el cual cambiaba para diferentes periodos de envíos de datos. El tiempo de consumo promedio de corriente I_{prom} en el nodo sensor se calcula de la siguiente manera:

$$I_{prom} = \frac{(I_{sleep} * t_{sleep} + I_{runp} * t_{runtotal})}{t_{sleep} + t_{runp}} \quad (1)$$

Dónde:

- I_{prom} = Corriente de consumo promedio (mA)
- I_{sleep} = Corriente en modo dormido (mA)
- I_{runp} = Corriente promedio en modo normal (mA)
- T_{sleep} = Tiempo en modo dormido (segundos)
- $T_{runtotal}$ = Tiempo en modo normal total (segundos)

También se hace necesario calcular el consumo de corriente promedio en modo normal considerando el tiempo y consumo de corriente de cada etapa de

funcionamiento del nodo sensor. Para realizar este cálculo se usa la “Ecuación (2)”.

$$I_{runp} = \frac{I_{run} * t_{run} + I_{adq} * t_{adq} + I_{tx} * t_{tx} + I_{ptx} * t_{ptx}}{t_{sleep} + t_{runp}} \quad (2)$$

Dónde:

- I_{runp} = Corriente promedio en modo normal
- I_{run} = Corriente en modo normal
- I_{adq} = Corriente en adquisición de datos
- I_{tx} = Corriente en modo transmisión
- I_{ptx} = Corriente pico en modo transmisión
- t_{run} = Tiempo en modo normal
- t_{adq} = Tiempo en adquisición de datos
- t_{tx} = Tiempo en modo transmisión
- t_{ptx} = Tiempo pico en modo transmisión

La especificación del nivel de significancia se refiere a la probabilidad del error máxima que se del 95%.

6.3 Comprobación del rechazo o aceptación de la hipótesis.

La información y datos obtenidos durante el desarrollo de la tesis fueron contrastados con resultados experimentales a fin de comprobar la hipótesis. La hipótesis planteada fue:

Hipótesis general: “Mediante la implementación del sistema prototipo de una red inalámbrica de sensores se puede realizar el monitoreo remoto de variables fisiológicas temporales en pacientes ambulatorios”.

Mediante el desarrollo y los resultados obtenidos en la tesis se pudo observar que la realización del diseño e implementación de nodos sensores con comunicación Xbee o Wi-Fi, junto con las pruebas de comunicación hacia un servidor en Internet, ha demostrado que con la red inalámbrica de sensores se puede monitorear remotamente las señales fisiológicas en pacientes ambulatorios.

Hipótesis específicas

- **“La propuesta de una arquitectura y especificaciones de diseño para la implementación de una red inalámbrica de sensores permite la transmisión y monitoreo remoto de variables fisiológicas.”**

Esta hipótesis específica ha quedado demostrada con la visualización de las señales fisiológicas de forma remota en una aplicación Web, para lo cual se ha descrito una serie de criterios y requerimientos de diseño e implementación de los nodos sensores. Se especificó las características de diseño desde la etapa de adquisición de datos y las frecuencias de muestreo adecuadas para la transmisión de datos por Xbee o Wi-Fi. Además se describió el uso del modo de bajo consumo y las tipos de protocolos de transmisión para comunicarnos con las aplicaciones en Internet.

- **“La evaluación de tecnologías de comunicación inalámbricas permite implementar una red de sensores para el monitoreo remoto de variables fisiológicas”.**

Esta hipótesis específica se ha demostrado mediante las pruebas y evaluaciones realizadas en los nodos sensores observando el comportamiento de los módulos de comunicación Wi-Fi y Xbee con diferentes periodos de transmisión y número de bytes a enviar según el tipo de sensor que se utilizaba. Como resultado se obtuvieron conclusiones acerca de las tecnologías más adecuadas para transmisiones continuas y periódicas de datos hacia Internet tratando de optimizar el tiempo de vida de los nodos sensores.

- **“El desarrollo de nodos inalámbricos de sensores con bajo consumo de energía permite el monitoreo remoto de variables fisiológicas”.**

Esta hipótesis queda demostrada con el diseño y construcción de los nodos sensores los cuales fueron puestos en funcionamiento para transmitir las señales fisiológicas hacia Internet.

6.4 Contrastación de resultados con otros estudios similares

El trabajo desarrollado en la Tesis se ha podido contrastar con otros trabajos relacionados que si bien no son del mismo tipo, aportan información para realizar una comparación y plantear futuras mejoras o nuevas soluciones.

6.4.1. Caso uno. Para la evaluación de las tecnologías de transmisión más eficientes en consumo de energía se realizó la implementación real de los nodos sensores y no se usaron solo simulaciones basadas en parámetros reales. De esta forma el trabajo realizado en esta tesis realiza un aporte al análisis de la eficiencia energética de nodos inalámbricos de sensores reales, obteniendo resultados de consumo de corriente, tiempo de vida y duración de ejecución de procesos que permiten obtener conclusiones acerca de las características de funcionamiento de nodos sensores implementados utilizando sistemas embebidos [1].

6.4.2 Caso dos. En este trabajo se consideró la evaluación del consumo de energía de los módulos de inalámbricos pero no se realizó un estudio del costo-beneficio de realizar un procesamiento a los datos de señales fisiológicas que permitan reducir la cantidad información que se transmitirá. Este tipo de análisis se puede realizar en otros estudios tomando como base la plataforma de hardware y software que se ha desarrollado en esta Tesis, además los detalles de la evaluación del consumo energético cuando se procesan los datos versus la cantidad de bytes a transmitir, están fuera de los objetivos y alcances planteados en esta tesis [43].

VII. CONCLUSIONES

- En este trabajo se realizó la implementación de 3 nodos sensores para evaluar el consumo energético de módulos de comunicación Wi-Fi y ZigBee y se midió el consumo de corriente y tiempo de ejecución en las diferentes etapas del funcionamiento. Los sensores y módulos de comunicación inalámbrica fueron elegidos por su disponibilidad en el mercado, bajo consumo de energía y su compatibilidad para ser usado con un microcontrolador de 3.3V. Los resultados en las pruebas de comunicación muestran que la elección del protocolo inalámbrico eficiente en consumo de corriente y tiempo de vida depende de la cantidad de bytes enviados y su periodo de transmisión lo cual se relaciona al tipo de sensor fisiológico usado.
- El nodo WiFi tuvo un mayor tiempo de vida que el ZigBee para envíos periódicos con altas transmisiones de datos (superiores a los 300 bytes). Si bien se observa que ambos nodos disminuyen en su tiempo de vida, el nodo Wi-Fi logra superar ligeramente al ZigBee, por lo tanto es recomendable su uso en implementaciones que requieran transmitir cientos de bytes aprovechando sus características asociadas a la conectividad, facilidad de instalación en infraestructuras de red y variedad de dispositivos móviles que usan este protocolo.
- En el caso del nodo sensor ZigBee tiene un mayor tiempo de vida cuando se utiliza para transmisiones menores a 100 bytes y (en el caso particular del ECG) para transmisiones menores a 2 envíos por hora. Un detalle a considerar es que la velocidad con la que se enviaron los datos a los módulos ZigBee fue mediante el protocolo serial UART lo cual limitó la velocidad teórica que podrían alcanzar.
- Este trabajo sirve para poder desarrollar futuros proyectos relacionados a evaluar otros módulos de comunicación inalámbrica y sus características de transmisión con otros tipos de sensores como imágenes o audio.

VIII. RECOMENDACIONES

- Las etapas de adquisición y procesamiento de las señales fisiológicas se pueden mejorar si se usa un dispositivo de hardware programable, como el FPGA, pero se debe evaluar la posibilidad de la implementación en un dispositivo de bajo consumo de energía.
- Se puede utilizar otro tipo de sensores fisiológicos que aporten más información del estado actual de la persona monitoreada, como un sensor de aceleración, de posición geográfica y señales electroencefalográficas.
- La evaluación de otros sistemas de comunicación inalámbrica para sistemas embebidos con conexión a Internet puede ser un estudio derivado de esta tesis considerando tecnologías como Bluetooth y sistemas de comunicación como Lora y SigFox, pero se tiene que considerar el costo energético de utilizar estas tecnologías.
- La transmisión de datos a Internet usando protocolos de comunicación Websockets o POST, se podría mejorar si se usa una red de comunicaciones a Internet dedicada para los nodos sensores, en lugar de compartir la conexión con otros dispositivos de la red local.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Betancur, Leonardo. Redes de área corporal. Una perspectiva al futuro desde la investigación. *Sistemas & Telemática*. 2011; 9 (16): 11-30.
- [2] Córdova, Diana Milena Archila; BUITRAGO, Frey Alfonso Santamaría. Estado del arte de las redes de sensores inalámbricos. *Tecnología Investigación y Academia*. 2013; 1(2).
- [3] Bautista, Barbecho, et al. Estudio para la Adaptación de una Red Inalámbrica ZigBee, a un Sistema de Monitoreo de Electrocardiografía. Tesis de Licenciatura. Universidad del Azuay. 2010
- [4] Flores Carbajal, Esther Elena, et al. Redes de Sensores Inalámbricas Aplicado a la Medicina. 2012.
- [5] Santos, Belkis Morgalo. Módulo inalámbrico para redes de sensores biomédicos. *Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones* ISSN: 1815-5928. 2011; 31(2): 16-22.
- [6] Londoño, Jonathan Gallego; DUQUE, Juan Diego Lemos; VALDIVIESO, Alher Mauricio Hernández. Diseño de un dispositivo portátil e inalámbrico para el monitoreo ambulatorio de la presión arterial no invasiva. *Revista Politécnica*. 2015; 6 (11): 121-131.
- [7] García, Carlos Andrés Cifuentes. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA RED INALÁMBRICA DE SENSORES APLICADOS A LA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA-RIB por. 2011.
- [8] Alvarado, S.; Juarez, D. Redes de Área Corporal en el cuidado de la salud. *UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA*, 2012, p. 40-43.
- [9] Muñoz, Laura Gutiérrez; Martín, Marcos Sánchez-Elez; Vallejos, Francisco Javier Rincón. Estudio de Consumo en Redes de Sensores Inalámbricos para la detección de ondas características en ECG. 2008 [Acceso: 16 Abril 2017]. Disponible en: <http://www.administracion.usmp.edu.pe/institutoconsumo/wp-content/uploads/2013/08/Redes-de-sensores-inalambricos.pdf>.
- [10] Chauhan, Jigar; Bojewar, Sachin. Sensor networks based healthcare monitoring system. En *Inventive Computation Technologies (ICICT)*, International Conference on. IEEE. 2016: 1-6.

- [11] Joshi, Jetendra, et al. Health Monitoring Using Wearable Sensor and Cloud Computing. En Cybernetics, Robotics and Control (CRC), International Conference on. IEEE. 2016. 104-108.
- [12] Shivwanshi, Resham Raj, et.al. Design and development of wireless sensor network for biomedical application. En Advances in Computing, Communication, & Automation (ICACCA)(Fall), International Conference on. IEEE. 2016. p. 1-6.
- [13] Chaudhary, Kriti; Sharma, Divya. Body area networks: a survey. En Computing for Sustainable Global Development (INDIACom), 2016 3rd International Conference on. IEEE. 2016. p. 3319-3323.
- [14] Puvaneshwari, S.; Vijayashaarathi, S. Efficient monitoring system for cardiac patients using wireless sensor networks (WSN). En Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET), International Conference on. IEEE. 2016. p. 1558-1561.
- [15] Chiuchisan, Iuliana; CHIUCHISAN, Iulian; DIMIAN, Mihai. Internet of Things for e-Health: An approach to medical applications. En Computational Intelligence for Multimedia Understanding (IWCIM), 2015 International Workshop on. IEEE. 2015. p. 1-5.
- [16] SÁNCHEZ MORILLO, Daniel. Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño. Escuela Superior de Ingeniería en la Universidad de Cádiz. España. 2008.
- [17] Presedo, Jesús María Rodríguez; DE TELEMEDICINA, Secretario de la Cátedra; DE SISTEMAS INTELIGENTES, Grupo. Adquisición de señales biológicas. 2012 [Acceso: 7 de marzo]. Disponible en: <http://www.usc.es/catedras/telemedicina/2005/materialAsignatura/AdquisicionSenalesBiologicas.pdf>.
- [18] OSORIO, Lorena Alvarez. Acondicionamiento de señales bioeléctricas. Tesis Doctoral. Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ingenierías Eléctrica, Electrónica, Física y Ciencias de la Computación. Ingeniería Eléctrica. 2007.
- [19] Navarro, R. B. Tema 3: Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición de señales bioeléctricas. 2016. [Acceso 4 de Enero de 2016]. Disponible en: <http://www.depeca.uah.es/depeca/repositorio/asignaturas/5/Tema3.PDF>.

[20] Analog Devices. AD620 Datasheet; Low cost, Low Power Instrumentation Amplifier. 2011. [Acceso el 9 de Marzo de 2017]. Disponible en: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>.

[21] Texas Instruments. INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers. 2013. [Acceso 10 de Marzo de 2017]. Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>.

[22] Analog Devices. AD8232: Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End. Rev. A. 2013. [12 de Marzo de 2017]. Disponible en: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>.

[23] Escobar, Leydy Laura Álvarez. Análisis de esquemas de filtrado para señales electrocardiográficas ECG. Tesis Doctoral. Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Tecnologías. Tecnología Eléctrica. 2007

[24] González, Irving Aaron Cifuentes; Cifuentes, A. Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. Mérida, Yucatán, Septiembre; 2010. vol. 20.

[25] Peláez, F., Gonzales, G. Apuntes de Electrónica Analógica. [el 8 de Marzo de 2017]. Disponible en: http://eprints.ucm.es/29468/1/ElectronicaAnalogica_EprintsUCM.pdf.

[26] Perez, J. M. JAVA FILTERS, Realización de Software para el Cálculo y Diseño de Filtros en Ambiente Web. 2004. [Acceso el 1 de marzo de 2017]. Disponible en: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/mendoza_p_jr/capitulo4.pdf.

[27] Barrobés, H. D; Ruiz, M. Diseño y análisis de filtros en procesamiento de audio. Universitat Oberta de Catalunya en España. 2012. [Acceso 10 de Marzo de 2017]. Disponible en: [https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Audio/Procesamiento_de_audio/Procesamiento_de_audio_\(Modulo_2\).pdf](https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Audio/Procesamiento_de_audio/Procesamiento_de_audio_(Modulo_2).pdf)

[28] Dugarte, Nelson, et al. Bioamplificador multicanal para la adquisición de la señal ECGAR, del prototipo DIGICARDIAC. Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel; 2014. 45 (2): 10-29.

- [29] Ramírez, C.; Hernández, M. Procesamiento en tiempo real de variables Fisiológicas. 2001. [Acceso 17 de Enero de 2017]. Disponible en: http://www.saber.ula.ve/redtelemedicina/TallerTelemedicina/c_ramirez-01.
- [30] Kim, Tae-Yoon, et al. Multi-hop wban construction for healthcare iot systems. En Platform Technology and Service (PlatCon). 2015 International Conference on. IEEE. 2015. p. 27-28.
- [31] Kurniawan, A. NodeMCU Development Workshop (Primera Edicion). USA: PE Press. 2015
- [32] Kolban, Neil. Kolban's Book on ESP8266. Texas, USA; 2015, p. 1-317.
- [33] Sabbar, Bayan M.; ALI, Ayad I. GPS-GPRS Control and Tracking System for Fuel Trucks via Processing of Travelling Information. 2016. 7(6): 1002-1011.
- [34] MICROCHIP. Integrated Development Environment and Software Tools. 2014. [Acceso 17 de Enero de 2017]. Disponible en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/51549d.pdf>.
- [35] DALLAS SEMICONDUCTOR. DS18B20 datasheet. 2013. [Acceso el 18 de Enero de 2017]. Disponible en: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Temp/DS18B20.pdf>.
- [36] WORLD FAMOUS ELECTRONICS LLC. 2016 [Acceso el 20 de Abril de 2016]. Disponible en: <https://pulsesensor.com>.
- [37] ANALOG DEVICES. ADXL345 datasheet. 2015. [Acceso el 10 de Febrero de 2016]. Disponible en: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL345.pdf>.
- [38] Nunez K. What is an IoT application platform?. 2016. [Acceso 14 de Febrero de 2016]. Disponible en: <http://www.zatar.com/blog/what-is-an-iot-application-platform>.
- [39] Wang, Vanessa; Salim, Frank; Moskovits, Peter. The definitive guide to HTML5 WebSocket. New York: Apress, 2013.
- [40] Alarcón J. M. Qué es el stack MEAN y cómo escoger el mejor para ti. 2015. [Acceso el 11 de Febrero de 2016]. Disponible en: <https://www.campusmvp.es/recursos/post/Que-es-el-stack-MEAN-y-como-escoger-el-mejor-para-ti.aspx>.

- [41] ZigBee TM Networks. XBee TM Series 2 OEM RF Modules. 2013 [Acceso el 12 de Febrero de 2017]. Disponible en: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Zigbee/XBee-2.5-Manual.pdf>
- [42] Snajder, Boris, et al. Wireless sensor node modelling for energy efficiency analysis in data-intensive periodic monitoring. *Ad Hoc Networks*; 2016. 49:29-41.
- [43] Shahzad, Khurram; Oelmann, Bengt. A comparative study of in-sensor processing vs. raw data transmission using ZigBee, BLE and Wi-Fi for data intensive monitoring applications. En *Wireless Communications Systems (ISWCS)*, 2014 11th International Symposium on. *IEEE*; 2014. p. 519-524.
- [44] Bob Heile. *Wireless Sensors and Control Networks: Enabling New Opportunities*. ZigBee Alliance. 2005 [Acceso el 15 de Enero de 2017]. Disponible en: <http://slideplayer.com/slide/5926564/>
- [45] Cilio, Daniel; Herrera, Katherine; Carrera, Enrique V. Monitorización de Signos Vitales Mediante una Red de Dispositivos Móviles. *MASKAY*; 2013. 3(1): 1-58.
- [46] Batidas, Sixto Enrique Campaña; Peláez, Jorge Mario Londoño. estudio de redes de sensores y aplicaciones orientadas a la recolección y análisis de señales biomédicas. *REVISTA GTI*; 2013. 12 (33): 85-99.

ANEXO A. Matriz de consistencia

DISEÑO DE UNA RED INALÁMBRICA DE SENSORES PARA EL MONITOREO REMOTO DE VARIABLES FISIOLÓGICAS EN PACIENTES AMBULATORIOS

LA ÓN	HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN	VARIABLES DE ESTUDIO	INDICADORES	METODOLOGIA
<p>sistema una red res para el : variables rates en is.</p>	<p>Hipótesis General Mediante la implementación del sistema prototipo de una red inalámbrica de sensores se puede realizar el monitoreo remoto de variables fisiológicas temporales en pacientes ambulatorios.</p>	<p>Variable independiente: Red inalámbrica de sensores</p>	<p>a) Arquitectura y especificaciones de diseño para la implementación de una red inalámbrica de sensores b) Tecnologías de comunicación inalámbricas utilizadas en nodo sensores. c) Nodos sensores inalámbricos con bajo consumo de energía para el monitoreo remoto de variables fisiológicas.</p>	<p>Tipo de Investigación: Aplicada y experimental. Diseño de la investigación: -Definir los criterios de diseño para construcción de nodos sensores y seleccionar tecnologías de comunicación inalámbrica. -Diseñar interfaces electrónicas para adquirir datos de sensores fisiológicos. -Selección de escenarios de pruebas para transmisión de datos. -Implementación y pruebas de nodos sensores usando una red inalámbrica. -Evaluación y presentación de resultados.</p>
<p>Nº1 arquitectura diseño e una red sores que nición y e señales</p>	<p>Hipótesis Específica Nº1 La propuesta de una arquitectura y especificaciones de diseño para realizar la implementación de una red inalámbrica de sensores permite la transmisión y monitoreo remoto de variables fisiológicas.</p>			
<p>Nº2 ogías de brica que monitorea variables</p>	<p>Hipótesis Específica Nº2 La evaluación de tecnologías de comunicación inalámbrica permite el monitoreo remoto de variables fisiológicas.</p>			
<p>Nº3 sensores b consumo monitoreo variables</p>	<p>Hipótesis Específica Nº3 El desarrollo de nodos inalámbricos de sensores con bajo consumo de energía permite el monitoreo remoto de variables fisiológicas.</p>	<p>Variable dependiente: Monitoreo remoto de variables fisiológicas</p>	<p>a) Sistema de monitoreo remoto de variables fisiológicas</p>	<p>Población y Muestra: El presente trabajo se diseña para los nodos inalámbricos de sensores con bajo consumo de energía y bajas tasas de transmisión de datos, desarrollados en la Dirección de Investigación y Desarrollo tecnológico (DIDT) del INICTEL-UNI. Se tomará como muestra las versiones finales de los prototipos de nodos sensores de monitoreo de señales fisiológicas desarrollados en los años 2016 y 2017</p>

ANEXO B. Consentimiento informado

Yo, Ricardo Yauri Rodríguez, doy fe que mi tesis titulada “IMPLEMENTACIÓN DE UNA RED INALÁMBRICA DE SENSORES PARA EL MONITOREO REMOTO DE VARIABLES FISIOLÓGICAS EN PACIENTES AMBULATORIOS”, es de mi autoría, y su aplicación para el diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo con transmisión inalámbrica puede ser importante para la investigación de nodos sensores de variables fisiológicas con bajo consumo de energía a nivel de solución para el cuidado de la salud de pacientes ambulatorios.

Finalmente, faculto a que la información contenida en mi tesis pueda ser utilizada por otro investigador, haciendo la respectiva referencia.

Dando fe de lo declarado, firmo

RICARDO YAURI RODRÍGUEZ

Callao, Mayo del 2018

ANEXO C. Hoja de datos del microcontrolador ESP8266

Wi-Fi	<ul style="list-style-type: none"> • Certification: Wi-Fi Alliance • Protocols 802.11 b/g/n • Frequency Range: 2.4G ~ 2.5G (2400M ~ 2483.5M) • Tx Power: <ul style="list-style-type: none"> ○ 802.11 b: +20 dBm ○ 802.11 g: +17 dBm ○ 802.11 n: +14 dBm • Rx Sensitivity <ul style="list-style-type: none"> ○ 802.11 b: -91 dbm (11 Mbps) ○ 802.11 g: -75 dbm (54 Mbps) ○ 802.11 n: -72 dbm (MCS7) • Antenna: PCB Trace, External, IPEX Connector, Ceramic Chip.
Hardware	<ul style="list-style-type: none"> • CPU: Tensilica L106 32-bit processor • Peripheral Interface <ul style="list-style-type: none"> ○ UART/SDIO/SPI/I2C/I2S/IR Remote Control ○ GPIO/ADC/PWM/LED Light & Button • Operating Voltage: 2.5V ~ 3.6V • Operating Current: Average value: 80 mA • Operating Temperature Range: -40°C ~ 125°C • Storage Temperature Range -40°C ~ 125°C • Package Size: QFN32-pin (5 mm x 5 mm) • External Interface -
Software	<ul style="list-style-type: none"> • Wi-Fi Mode: Station/SoftAP/SoftAP+Station • Security: WPA/WPA2 • Encryption: WEP/TKIP/AES • Firmware Upgrade: UART Download / OTA (via network) • Software Development: Supports Cloud Server Development / Firmware and SDK for fast on-chip programming • Network Protocols: IPv4, TCP/UDP/HTTP/FTP • User Configuration: AT Instruction, Cloud Server, Android/iOS App



Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End

Data Sheet

AD8232

FEATURES

- Fully integrated single-lead ECG front end
- Low supply current: 170 μ A (typical)
- Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)
- Two or three electrode configurations
- High signal gain ($G = 100$) with dc blocking capabilities
- 2-pole adjustable high-pass filter
- Accepts up to ± 300 mV of half cell potential
- Fast restore feature improves filter settling
- Uncommitted op amp
- 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain
- Leads off detection: ac or dc options
- Integrated right leg drive (RLD) amplifier
- Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V
- Integrated reference buffer generates virtual ground
- Rail-to-rail output
- Internal RFI filter
- 8 kV HBM ESD rating
- Shutdown pin
- 20-lead 4 mm x 4 mm LFCSP package

APPLICATIONS

- Fitness and activity heart rate monitors
- Portable ECG
- Remote health monitors
- Gaming peripherals
- Biopotential signal acquisition

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

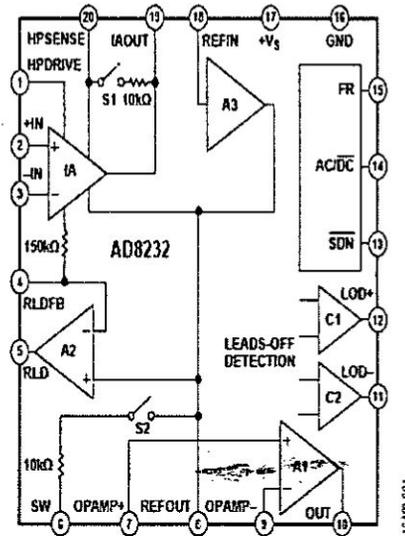


Figure 1.

ANEXO E. Características del Multímetro Fluke 289

Especificaciones

Función	Rango y resolución	Exactitud básica
Voltios de CC	50,000 mV, 500,00 mV, 5,0000 V, 50,000 V, 500,00 V, 1000,0 V	0.03%
Voltios de CA		0,4 % (Verdadero valor eficaz)
CC	500,00 μ A, 5000,0 μ A, 50,000 mA, 400,00 mA, 5,0000 A, 10,000 A	0.05%
CA		0,6 % (Verdadero valor eficaz)
Temperatura (excluida la sonda)	-200,0 °C a 1.350,0 °C (-328,0 °F a 2.462,0 °F)	1.00%
Resistencia	50,000 Ω , 500,00 Ω , 5,0000 k Ω , 50,000 k Ω , 500,00 k Ω , 5,0000 M Ω , 50,00 M Ω , 500,0 M Ω	0.05%
Frecuencia	99,999 Hz, 999,99 Hz, 9,9999 kHz, 99,999 kHz, 999,99 kHz	0.01%
Conectividad	Conector infrarrojo opcional a través de Fluke ir3000 FC	

Especificaciones generales

Tensión máxima entre cualquier terminal y tierra	1000 V
Tipo de batería	6 baterías alcalinas AA, NEDA 15A, IECLR6
Duración de la batería	100 horas como mínimo, 200 horas en el modo de registro
Temperatura	Funcionamiento: -20 °C a 55 °C; Almacenamiento: -40 °C a 60 °C
Humedad relativa	0 a 90 % (0 °C a 37 °C), 0 a 65 % (37 °C a 45 °C), 0 a 45 % (45 °C a 55 °C)
Vibraciones	Vibración aleatoria según MIL-PRF-28800F Clase 2
Impactos	Caída desde un metro, conforme a IEC/EN 61010-1, 3ª edición
Tamaño (alto x ancho x largo)	22,2 cm x 10,2 cm x 6 cm (8,75 pulg. x 4,03 pulg. x 2,38 pulg.)
Banda ancha de CA de verdadero valor eficaz	100 kHz
Resolución de mV de CC	1 μ V
Rango de megaohmios	Hasta 500 M Ω

ANEXO F. Especificaciones del osciloscopio Tektronix MSO2012B

Ancho de banda	100 MHz
Canales analógicos	2
Canales digitales	16
Frecuencia de muestreo	1 GS/s en todos los canales
Velocidad de captura de formas de onda máxima	Mayor a 5000
Filtro de paso bajo variable	Permite eliminar el ruido indeseable en la señal mientras se capturan eventos de alta frecuencia
Conectividad	Un puerto host USB 2.0 en el panel frontal para almacenar datos de forma rápida y sencilla
	Puerto de dispositivos USB 2.0 en el panel posterior para realizar una conexión o impresión directa
	Puerto Ethernet 10/100 para conexión de red y puerto de salida de video para monitor.
Análisis y disparo opcional	Opciones de búsqueda, decodificación y disparo de serie automáticos para I2C, SPI, CAN, LIN y RS-232/422/485/UART
Análisis y diseño de señal combinada (serie MSO)	Autodisparo y decodificación y búsqueda automatizadas en buses paralelos
	Disparo de comprobación de tiempo de establecimiento y retención de canales múltiples.
Rango de base de tiempo (s/div)	4ns a 100 Seg.
Precisión de base de tiempo	+/- 25 ppm
Resolución vertical	8 bits
Rango de sensibilidad de entrada	2mV/div a 5V/div

ANEXO G. Hoja de datos del módulo Xbee Series 2

Specification	XBee Series 2
Performance	
Indoor/Urban Range	up to 133 ft. (40 m)
Outdoor RF line-of-sight Range	up to 400 ft. (120 m)
Transmit Power Output (software selectable)	2mW (+3dBm)
RF Data Rate	250,000 bps
Serial Interface Data Rate (software selectable)	1200 - 230400 bps (non-standard baud rates also supported)
Receiver Sensitivity	-95 dBm (1% packet error rate)
Power Requirements	
Supply Voltage	2.8 - 3.4 V
Operating Current (Transmit)	40mA (@ 3.3 V)
Operating Current (Receive)	40mA (@ 3.3 V)
Power-down Current	< 1 uA @ 25°C
General	
Operating Frequency Band	ISM 2.4 GHz
Dimensions	0.960" x 1.087" (2.438cm x 2.761cm)
Operating Temperature	-40 to 85° C (industrial)
Antenna Options	Integrated Whip, Chip, RPSMA, or U.FL Connector
Networking & Security	
Supported Network Topologies	Point-to-point, Point-to-multipoint, Peer-to-peer & Mesh
Number of Channels (software selectable)	16 Direct Sequence Channels
Addressing Options	PAN ID and Addresses, Cluster IDs and Endpoints (optional)