

PICO-RED PROTOTIPO PARA INTERCONEXIÓN DE DISPOSITIVOS MÉDICOS



Alejandro Cajiao Bravo
Jose Alberto Hidalgo Paz

Universidad del Cauca

Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de Telecomunicaciones
Grupo de Radio e InALámbricas-GRIAL
Señales y Sistemas de Acceso y Difusión Basados en Radio
Popayán, 2014

PICO-RED PROTOTIPO PARA INTERCONEXIÓN DE DISPOSITIVOS MÉDICOS



**Trabajo de Grado presentado como requisito para obtener el título
de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones**

**Alejandro Cajiao Bravo
Jose Alberto Hidalgo Paz**

Director(a)
Claudia Milena Hernández Bonilla

Co-Director
Víctor Manuel Quintero Flórez

Universidad del Cauca

**Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de Telecomunicaciones
Grupo de Radio e InALámbricas-GRIAL
Señales y Sistemas de Acceso y Difusión Basados en Radio
Popayán, 2014**



TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	1
1. GENERALIDADES DE UNA RED INALÁMBRICA DE ÁREA CORPORAL	3
1.1. CARACTERÍSTICAS GENERALES	3
1.2. ARQUITECTURA DE UNA RED INALÁMBRICA DE ÁREA DE CORPORAL.....	6
1.2.1. Componentes.....	6
1.2.2. Operación.....	8
1.2.3. Clasificación del tráfico de una WBAN.....	9
1.2.4. Topología	9
1.3. PROTOCOLOS DE COMUNICACIÓN.....	10
1.3.1. Nivel Físico.....	11
1.3.2. Control de Acceso al Medio	12
1.3.2.1. Protocolo de Sondeo o <i>Polling</i>	13
1.4. TECNOLOGÍAS DE RADIOFRECUENCIA	14
1.4.1. Bluetooth	14
1.4.2. Bluetooth de Baja Energía	16
1.5. CRITERIOS DE DISEÑO Y DESAFÍOS DE UNA RED INALÁMBRICA DE ÁREA CORPORAL	17
1.5.1. Seguridad.....	17
1.5.2. Interoperabilidad	17
1.5.3. Complejidad en el sistema de dispositivos.....	17
1.5.4. Confiabilidad	20
1.6. APLICACIONES.....	20
1.6.1. Médicas	21
1.6.2. De carácter no-médico.....	21
1.7. DISPOSITIVOS SENSORES.....	22
2. DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y PLAN DE PRUEBAS.....	25
2.1. INTRODUCCIÓN	25
2.2. METODOLOGÍA DE DESARROLLO	25
2.2.1. Análisis de Requerimientos	26



2.2.1.1. Problema de estudio	26
2.2.1.2. Requerimientos	27
2.2.2. Diseño	28
2.2.2.1. Definición del modelo de la Pico-red Prototipo.....	28
2.2.2.2. Dispositivos sensores.....	29
I. Sensor de presión arterial	29
II. Sensor de ritmo o frecuencia cardíaca	30
III. Sensor de temperatura corporal	31
2.2.2.3. Unidades de procesamiento	32
I. Unidad de procesamiento para la unidad central	32
II. Unidad de procesamiento para los sensores y reloj de visualización. 33	
2.2.2.4. Módulos de comunicación inalámbrica.....	34
2.2.3. Implementación.....	35
2.2.3.1. Formatos de Trama de Comunicación.....	36
2.2.3.2. Unidad central, dispositivos sensores y reloj de visualización	37
I. Unidad Central.....	37
II. Sensor de Presión Arterial	41
III. Sensor de Temperatura Corporal	45
IV. Sensor de Ritmo Cardíaco	47
V. Reloj de Visualización.....	49
2.2.3.3. Operación de la Pico-red Prototipo	52
2.2.3.4. Procedimientos de Procesamiento de la Información	55
2.2.3.5. Sistema de visualización remota.....	62
2.2.4. Plan de Pruebas.....	66
3. EVALUACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	68
3.1. INTRODUCCIÓN	68
3.2. EVALUACIÓN DE VISIGNET	68
3.2.1. Encuestas de aceptación de VISIGNET.....	75
3.3. EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DE LA PICO-RED PROTOTIPO	79
3.3.1. Cobertura de la Pico-red Prototipo	80
3.3.2. Tasa de Error de Tramas.....	83
3.3.3. Tiempo de procesamiento de la información	84
3.3.4. Tiempo de funcionamiento de los dispositivos sensores.....	85
4. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	87
4.1. INTRODUCCIÓN	87



4.2. CONCLUSIONES.....	87
4.3. TRABAJO FUTURO.....	89
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	91
ANEXO A. CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO BLUETOOTH OBS421	97
ANEXO B. MANUAL DE USUARIO DE VISIGNET	105
B.1. PRESENTACIÓN.....	105
B.2. PROCEDIMIENTOS INICIALES	105
B.3. OPERACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS SENSORES.....	106
B.3.1. Ritmo Cardíaco.....	107
B.3.2. Temperatura Corporal	108
B.3.3. Presión Arterial	108
B.4. SISTEMAS DE VISUALIZACIÓN DE VISIGNET	110
B.4.1. Reloj de visualización	110
B.4.2. <i>Xively</i>	112
ANEXO C. CERTIFICACIÓN DE LAS PRUEBAS REALIZADAS.....	114
ANEXO D. ENCUESTA APLICADA A LOS PACIENTES	115



LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Interconexión entre Redes de Área Corporal Inalámbrica, Redes de Área Personal Inalámbrica y Redes de Área Local y Metropolitana.....	4
Figura 1.2. Arquitectura de una WBAN.....	7
Figura 1.3. Módulos que componen la BCU y las BSU.....	7
Figura 1.4. Topología de una WBAN.....	10
Figura 1.5. Protocolos de comunicación de una WBAN.....	10
Figura 1.6. Bandas de frecuencia habilitadas para las WBAN.....	11
Figura 1.7. Secuencia de transmisión MAC basada en sondeo.....	14
Figura 1.8. Pico-red.....	15
Figura 1.9. Red dispersa o <i>scatternet</i>	16
Figura 1.10. Perfil de datos vs potencia, IEEE 802.15.6.....	18
Figura 1.11. Resultado de la correlación de siete fuentes de captación de energía, con la disponibilidad de cada fuente sobre una jornada de trabajo promedio.....	19
Figura 1.12. Aplicaciones de una WBAN.....	20
Figura 1.13. Ejemplo del monitoreo de un paciente en una Red Inalámbrica de Área Corporal.....	22
Figura 2.1. Modelo Lineal Secuencial.....	26
Figura 2.2. Modelo de la Pico-red Prototipo.....	29
Figura 2.3. Modelo de despliegue de la Pico-red Prototipo.....	35
Figura 2.4. Trama de BSU a BCU.....	36
Figura 2.5. Trama de BCU al reloj de visualización.....	37
Figura 2.6. Unidad de procesamiento de la BCU. Arduino Mega 2560.....	38
Figura 2.7. Módulo Bluetooth de la BCU. OBS421.....	38
Figura 2.8. Tecnología <i>Wireless Multidrop</i>	39
Figura 2.9. Módulo Ethernet para conexión con la plataforma web.....	39
Figura 2.10. Diagrama circuital de la BCU.....	40
Figura 2.11. Interfaz lógica entre OBS421 y Arduino Mega 2560.....	40
Figura 2.12. Componentes de la BCU.....	41
Figura 2.13. BCU implementada.....	41
Figura 2.14. Sensor de Presión Arterial. Kodea v2.0.....	41
Figura 2.15. Unidad de procesamiento para las BSU. Arduino Pro Mini.....	42
Figura 2.16. Módulo Bluetooth para las BSU. HC 05.....	42
Figura 2.17. Diagrama circuital del sensor de PA.....	43
Figura 2.18. Versiones de la BSU del sensor de PA.....	43
Figura 2.19. Carcasa de la BSU del sensor de PA.....	44
Figura 2.20. Sensor de PA.....	44
Figura 2.21. Sensor de temperatura de Lilypad.....	45
Figura 2.22. Unidad de procesamiento del sensor de temperatura corporal. Arduino Lilypad Main Board.....	45
Figura 2.23. Diagrama circuital del sensor de temperatura corporal.....	46



Figura 2.24. Versiones del sensor de temperatura corporal.	46
Figura 2.25. Sensor de Ritmo o frecuencia cardíaca.	47
Figura 2.26. Diagrama circuital del sensor de ritmo cardíaco.	47
Figura 2.27. Versión inicial del sensor de ritmo cardíaco.	48
Figura 2.28. Carcasa del sensor de ritmo cardíaco.	48
Figura 2.29. Sensor de ritmo cardíaco.	49
Figura 2.30. Pantalla del reloj de visualización. Nokia LCD 5110.	49
Figura 2.31. Diagrama circuital de los componentes del reloj de visualización.	50
Figura 2.32. Versiones del reloj de visualización.	50
Figura 2.33. Reloj de visualización.	51
Figura 2.34. Campos en el reloj de visualización.	51
Figura 2.35. Mensajes del reloj de visualización.	52
Figura 2.36. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 1.	53
Figura 2.37. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 2.	53
Figura 2.38. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 3.	54
Figura 2.39. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 4.	54
Figura 2.40. Diagrama del procesamiento de la información de la BCU.	56
Figura 2.41. Diagrama del procesamiento de la información del sensor de PA.	58
Figura 2.42. Diagrama del procesamiento de la información del sensor de Temperatura Corporal.	59
Figura 2.43. Diagrama del procesamiento de la información del sensor de Ritmo Cardíaco.	60
Figura 2.44. Diagrama del procesamiento de la información del reloj de visualización.	61
Figura 2.45. Dispositivo privado "Piconet" en Xively.	62
Figura 2.46. Xively Feed ID y API Key.	63
Figura 2.47. Solicitud de subida de información a Xively.	64
Figura 2.48. Monitoreo de los signos vitales en Xively.	64
Figura 2.49. Gráficas de los signos vitales en Xively.	65
Figura 2.50. Ubicación del paciente obtenida por Xively.	66
Figura 3.1. Porcentaje de Género.	69
Figura 3.2. Porcentajes de los rangos de edad.	70
Figura 3.3. Preferencia de dispositivos de medición.	76
Figura 3.4. Facilidad de uso de los dispositivos de la Pico-red Prototipo.	77
Figura 3.5. Comodidad al usar los dispositivos de la Pico-red Prototipo.	78
Figura 3.6. Aceptación tecnológica.	78
Figura 3.7. Escenario 2 de pruebas.	80
Figura 3.8. Escenario 3 de pruebas.	81
Figura 3.9. Escenario 4 de pruebas.	82
Figura 3.10. Tramas correctas e incorrectas.	83
Figura 3.11. Parámetros de carga de información a Xively.	84
Figura 3.12. Resultados prueba de duración de baterías.	85
Figura A.1. Conversor USB a TTL.	97
Figura A.2. Conexión del OBS421 al computador.	98
Figura A.3. Ventana de selección de producto.	98
Figura A.4. Ventana de conexión.	99
Figura A.5. Configuración básica de conexión.	99
Figura A.6. Verificación de puerto COM.	100
Figura A.7. Acceso al modo de configuración del Bluetooth.	100
Figura A.8. Verificación de conexión exitosa.	101



Figura A.9. Configuraciones básicas.....	102
Figura A.10. Configuración del modo maestro (cliente).....	103
Figura A.11. Configuración de seguridad.....	104
Figura B.1. Componentes de VISIGNET.....	105
Figura B.2. Conectores de la BCU.....	106
Figura B.3. BCU inicializada.....	106
Figura B.4. Pasos para usar el dispositivo de ritmo cardíaco.....	107
Figura B.5. Dispositivo de ritmo cardíaco ubicado correctamente.....	107
Figura B.6. Pasos para inicializar el dispositivo de temperatura corporal.....	108
Figura B.7. Toma de la presión arterial con el dispositivo <i>Kodea</i>	109
Figura B.8. Uso del módulo inalámbrico para el dispositivo de presión arterial.....	109
Figura B.9. Correcta conexión del dispositivo de presión arterial.....	110
Figura B.10. Reloj de visualización.....	110
Figura B.11. Campos desplegados en el reloj de visualización.....	111
Figura B.12. Mensajes del reloj de visualización.....	111
Figura B.13. Plataforma de monitoreo remoto, <i>Xively</i>	113



LISTA DE TABLAS

Tabla 1.1. Clasificación de los nodos según su ubicación en el cuerpo.....	8
Tabla 1.2. Bandas de frecuencias para la operación de WBAN.....	12
Tabla 1.3. Clases de <i>Bluetooth</i>	14
Tabla 2.1. Sensores de presión arterial.....	30
Tabla 2.2. Sensores de ritmo o frecuencia cardíaca.....	31
Tabla 2.3. Sensores de temperatura corporal.....	32
Tabla 2.4. Unidades de procesamiento para los dispositivos sensores.....	33
Tabla 2.5. Módulos de comunicación <i>Bluetooth</i>	34
Tabla 2.6. Clasificación de mediciones de las BSU.....	51
Tabla 2.7. Componentes utilizados para la implementación del sistema de monitoreo.....	52
Tabla 2.8. Clasificación de las medidas de PA.....	57
Tabla 2.9. Clasificación de las medidas de Temperatura Corporal.....	57
Tabla 2.10. Clasificación de las medidas de Ritmo Cardíaco.....	60
Tabla 3.1. Frecuencias y porcentajes de género.....	69
Tabla 3.2. Frecuencias y porcentajes de los rangos de edad.....	70
Tabla 3.3. Media de las muestras.....	71
Tabla 3.4. Porcentajes de error de las BSU de VISIGNET.....	72
Tabla 3.5. Correlación entre las muestras.....	72
Tabla 3.6. Resultados de significancia.....	73
Tabla 3.7. Resultados de significancia clasificados según el rango de edades.....	75
Tabla 3.8. Preferencia de dispositivos de medición.....	76
Tabla 3.9. Facilidad de uso de los dispositivos de la Pico-red Prototipo.....	76
Tabla 3.10. Comodidad al usar los dispositivos de la Pico-red Prototipo.....	77
Tabla 3.11. Aceptación tecnológica.....	79
Tabla 3.12. Consolidación de los resultados de alcance máximo.....	82
Tabla 3.13. FER de los dispositivos sensores de la Pico-red Prototipo.....	84
Tabla 3.14. Tiempo total de funcionamiento de las BSU.....	86
Tabla A.1. Conexión del <i>Bluetooth</i> OBS421 al conversor USB a TTL.....	97
Tabla B.1. Clasificación de medidas de los dispositivos sensores.....	111
Tabla B.2. Precio de los componentes de VISIGNET.....	112



LISTA DE ACRÓNIMOS

ACK	Acknowledgement, Reconocimiento
ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> , Conversor Analógico Digital
AMON	<i>Advanced Medical Monitor</i> , Monitor Médico Avanzado
API	<i>Application Programming Interface</i> , Interfaz de Programación de Aplicación
BAN	<i>Body Area Network</i> , Red de Área Corporal
BCU	<i>Body Central Unit</i> , Unidad Central de Cuerpo
Bluetooth LE	<i>Bluetooth Low Energy</i> , Bluetooth de Baja Energía
BSU	<i>Body Sensor Unit</i> , Unidad de Sensor Corporal
CCA	<i>Clear Channel Assessment</i> , Evaluación del Canal Libre
COM	<i>COMmunication port</i> , Puerto de Comunicación
CRC	<i>Cyclic Redundancy Check</i> , Comprobación de Redundancia Cíclica
CSMA/CA	<i>Carrier Sense Multiple Access with Collision Detection</i> , Acceso Múltiple con Escucha de Portadora y Evasión de Colisiones
ECG	Electrocardiograma
EEG	<i>Electroencephalography</i> , Electroencefalografía
EHR	<i>Electronic Health Record</i> , Historias Clínicas Electrónicas
EMG	<i>Electromyography</i> , Electromiografía
EPOC	Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica
e-Textile	<i>Electronic Textile</i> , Textil Electrónico
ETSI	<i>European Telecommunications Standards Institute</i> , Instituto Europeo de Normas de Telecomunicaciones
FCC	<i>Federal Communications Commission</i> , Comisión Federal de Comunicaciones
FER	<i>Frame Error Rate</i> , Tasa de Error de Tramas



FHSS	<i>Frequency Hopping Spread Spectrum</i> , Espectro Ensanchado por Salto de Frecuencia
GSM	<i>Global System for Mobile communications</i> , Sistema Global para las comunicaciones Móviles
HBC	<i>Human Body Communication</i> , Comunicación del Cuerpo Humano
HDP	<i>Health Device Profile</i> , Perfil de Dispositivo Médico
HTA	Hipertensión Arterial
HTABB	Hipertensión Arterial de Bata Blanca
I/O	<i>Input/Output</i> , Entrada/Salida
ID	Identificador
IDE	<i>Integrated Development Environment</i> , Entorno de Desarrollo Integrado
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i> , Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos
IoT	<i>Internet of Things</i> , Internet de las Cosas
ISM	<i>Industrial Scientific and Medical</i> , Industrial, Científica y Médica.
ITU	<i>International Telecommunication Union</i> , Unión Internacional de Telecomunicaciones
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i> , Pantalla de Cristal Líquido
MAC	<i>Media Access Control</i> , Control de Acceso al Medio
MICS	<i>Medical Implant Communication Service</i> , Servicio de Comunicaciones Médicas Implantadas
MRAM	<i>Magnetoresistive Random – Access Memory</i> , Memoria de Acceso Aleatorio Magnetorresistiva
NACK	<i>Negative Acknowledgement</i> , Reconocimiento Negativo
NB	<i>Narrow Band</i> , Banda Estrecha
PA	Presión Arterial
PCB	<i>Printed Circuit Board</i> , Tarjeta de Circuito Impreso
PDA	<i>Personal Digital Assistant</i> , Asistente Digital Personal
PHR	<i>Personal Health Record</i> , Historia Clínica Personal



PHY	<i>PHYSical layer</i> , Nivel Físico
PN	<i>Pseudo Random Sequence</i> , Secuencia Pseudo Aleatoria
PPM	Pulsaciones por Minuto
RF	<i>Radio Frequency</i> , Radio Frecuencia
RRAM	<i>Resistive Random – Access Memory</i> , Memoria de Acceso Aleatorio Resistiva
SBC	<i>Single Board Computer</i> , Ordenador de Placa Reducida
SIG	<i>Special Interest Group</i> , Grupo de Interés Especial
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i> , Interfaz Periférica Serial
SPP	<i>Serial Port Profile</i> , Perfil de Puerto Serial
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciencies</i> , Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales
TDMA	<i>Time Division Multiple Access</i> , Acceso Múltiple por División de Tiempo
TIC	Tecnologías de la Información y las Comunicaciones
TTL	<i>Transistor-Transistor Logic</i> , Lógica Transistor-Transistor
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver-Transmitter</i> , Transmisor-Receptor Asíncrono Universal
USB	<i>Universal Serial Bus</i> , Bus Serial Universal
UWB	<i>Ultra Wide Band</i> , Ultra Banda Ancha
WAN	<i>Wide Area Network</i> , Red de Área Extensa
WBAN	<i>Wireless Body Area Network</i> , Red de Área Corporal Inalámbrica
WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i> , Red de Área Local Inalámbrica
WMAN	<i>Wireless Metropolitan Area Network</i> , Red de Área Metropolitana Inalámbrica
WMTS	<i>Wireless Medical Telemetry Services</i> , Servicios de Telemetría Médica Inalámbrica
WPAN	<i>Wireless Personal Area Network</i> , Red de Área Personal Inalámbrica
WSN	<i>Wireless Sensor Network</i> , Red de Sensores Inalámbricos



INTRODUCCIÓN

Actualmente se han hecho grandes esfuerzos en investigación y desarrollo de sistemas electrónicos portátiles para la monitorización de la salud, principalmente motivados por los altos costos de la atención médica y por los últimos avances tecnológicos en micro y nanotecnología. La miniaturización de los sensores y los materiales inteligentes están influenciando los continuos avances en esta línea de investigación, cambiando el panorama actual de la salud, permitiendo la gestión individual y la supervisión continua del estado de un paciente.

Para la vigilancia y prevención de enfermedades, un sistema de monitoreo de la salud puede incluir una amplia gama de dispositivos portátiles, como sensores, actuadores, tejidos inteligentes, fuentes de energía, redes de comunicación inalámbrica, unidades de procesamiento, interfaces de usuario, entre otros. Estos sistemas son capaces de tomar diferentes mediciones y exámenes en el ser humano tales como: temperatura corporal, ritmo cardíaco, presión arterial, entre otros. Estas mediciones son entregadas a un nodo central y a su vez a una aplicación móvil personal o inclusive a un centro médico. Por estas razones se considera que estos sistemas son los pilares tecnológicos para el desarrollo de *e-Health*.

La *e-Health*, haciendo uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC) ha facilitado la prestación de servicios médicos a distancia (conocidos como telemedicina) como lo son: diagnóstico de patologías, tratamiento y vigilancia de enfermedades, servicios de apoyo al personal sanitario, etc [1].

La vigilancia y control de enfermedades se ha convertido en un tema de vital importancia dentro de la salud pública a nivel global, existen muchas personas que debido a padecimientos que no son curables y que solo pueden controlarse a lo largo del resto de sus vidas (enfermedades crónicas), deben estar en constante monitoreo acudiendo permanentemente a consultas médicas para gestionar su estado de salud [2] [3]. Este tipo de patologías significan unos costos muy elevados para los sistemas de salud gubernamentales, principalmente debido a los altos honorarios que manejan los profesionales de la salud, además, cuando las enfermedades no tienen unos controles rigurosos y de forma periódica pueden desencadenar otros problemas mucho más graves que pueden conllevar a procedimientos quirúrgicos o a medicaciones mucho más costosas para su tratamiento. Debido a este tipo de situaciones han surgido los sistemas de telemonitoreo en salud, como lo son las Redes Inalámbricas de Área Corporal (WBAN, *Wireless Body Area Networks*) aplicadas a la salud [4], sistemas cuyo fin es capturar datos asociados a mediciones de variables clínicas para poder comunicarlos a otras plataformas donde van a quedar almacenados para su revisión por parte de personal médico especializado. Esta clase de soluciones tienen la gran ventaja de minimizar los costos asociados a la atención personalizada de los pacientes y también disminuyen las



incomodidades que representan para estas personas los continuos desplazamientos hacia los centros de salud donde pueden ser atendidos.

Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente, surge la necesidad de diseñar e implementar una Pico-red Prototipo que permita la interconexión de dispositivos médicos habilitados con interfaces inalámbricas, definiendo procedimientos de procesamiento de la información que permitan recolectar la información de los sensores y subirla a una plataforma web para su visualización remota y así vigilar la salud de pacientes que requieran una constante monitorización de signos vitales.

En los últimos años se han llevado a cabo investigaciones y desarrollos en sistemas de monitoreo de salud, sin embargo estos sistemas son compatibles únicamente con aplicaciones e interfaces propietarias, y algunos solo incluyen un dispositivo médico. Es por eso que la Pico-red Prototipo es compatible con una plataforma web pública que a través de sus librerías permite la interoperabilidad con múltiples aplicaciones, además de incluir diversos dispositivos médicos, todo realizado mediante elementos de hardware abierto (*open hardware*).

El presente documento tiene como fin explicar el proceso de implementación de la Pico-red Prototipo, y está estructurado de la siguiente forma: el primer capítulo presenta una descripción de las generalidades de una WBAN; en el segundo capítulo se presenta el proceso de diseño e implementación de la Pico-red Prototipo; en el tercer capítulo se muestran y analizan los resultados obtenidos de las pruebas realizadas al sistema; en el cuarto capítulo se resumen las conclusiones y los trabajos futuros. Finalmente se encuentran los anexos pertinentes al trabajo de grado.



1. GENERALIDADES DE UNA RED INALÁMBRICA DE ÁREA CORPORAL

Recientemente, ha habido un creciente interés por parte de investigadores, diseñadores de sistemas y desarrolladores de aplicaciones en un nuevo tipo de tecnología de red inalámbrica para el cuerpo, generalmente conocido como WBAN, el cual ha sido impulsado por la necesidad de las comunicaciones ubicuas con tecnologías de muy baja potencia, gracias a los continuos avances en comunicaciones inalámbricas, en TIC y la miniaturización de los dispositivos electrónicos. Las WBAN se están convirtiendo en una de las tecnologías de mayor impacto, principalmente en el área de la salud [5] [6] [7].

1.1. CARACTERÍSTICAS GENERALES

Una WBAN es una tecnología de red inalámbrica basada en Radio Frecuencia (RF, *Radio Frequency*), que interconecta pequeños nodos¹ con capacidades de funcionar como sensor o actuador, ubicados en cualquier parte del cuerpo humano, los cuales monitorean continuamente las actividades y acciones fisiológicas del ser humano [6].

Los nodos de las WBAN son dispositivos electrónicos, capaces de muestrear las señales analógicas provenientes del cuerpo humano, y seguidamente digitalizarlas para transmitir las a la red. Adicionalmente, estos nodos deben tener la capacidad de establecer un canal de comunicación inalámbrico para transmitir las variables fisiológicas y así proveer un monitoreo continuo a los usuarios [8].

Como complemento de las Redes de Área Personal Inalámbricas (WPAN, *Wireless Personal Area Network*), en la que la cobertura de radio no supera los 10 metros, las WBAN tienen como objetivo múltiples aplicaciones, entre ellas se encuentran, la atención médica, entrenamiento deportivo, seguridad en el trabajo, autenticación segura, entre otras. Una WBAN también se puede conectar a las Redes de Área Local Inalámbricas (WLAN, *Wireless Local Area Network*) y Redes de Área Metropolitana Inalámbricas (WMAN, *Wireless Metropolitan Area Network*), tal como se muestra en la Figura 1.1.

¹ Dispositivos que componen una WBAN y que se interconectan con el fin de intercambiar información captada del cuerpo humano.

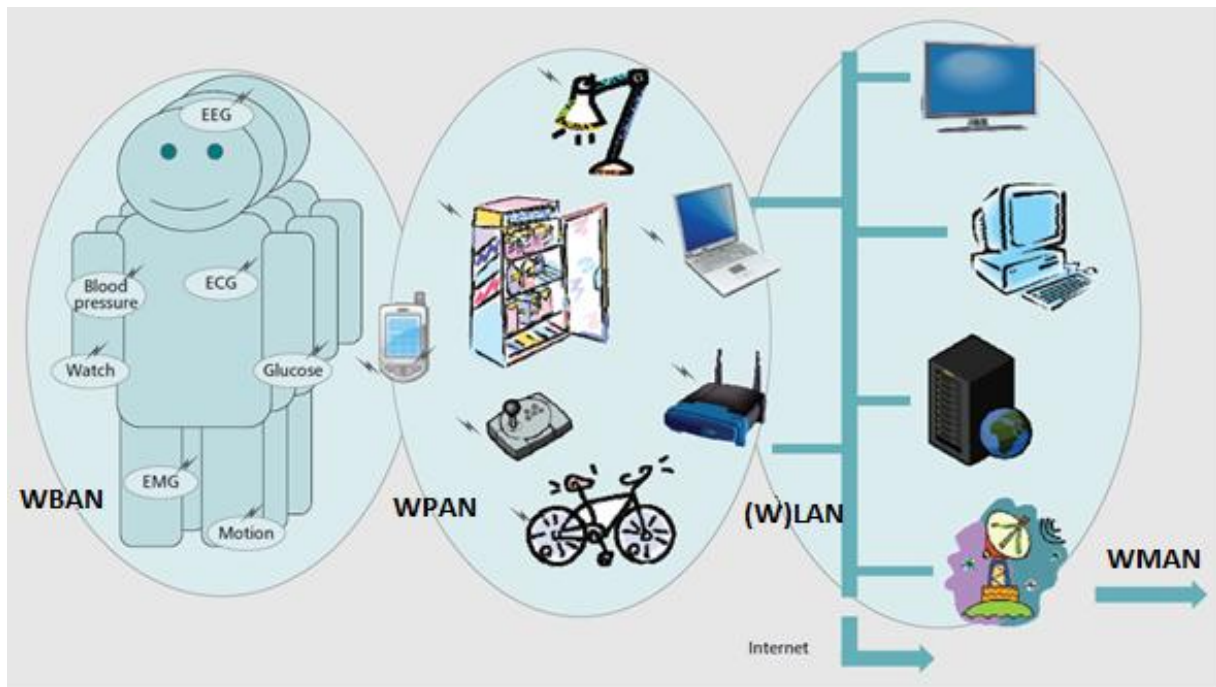


Figura 1.1. Interconexión entre Redes de Área Corporal Inalámbrica, Redes de Área Personal Inalámbrica y Redes de Área Local y Metropolitana [6].

Una WBAN podría ser vista como una Red de Sensores Inalámbricos (WSN, *Wireless Sensor Network*) para fines específicos y con una serie de requerimientos de diseño [9]. Sin embargo, una WBAN tiene sus propias características que la distinguen de una WSN y que adicionalmente crea nuevos desafíos técnicos. A continuación se presentan las características de las WBAN y la diferencia con las WSN:

- **Arquitectura:** una WBAN contiene dos tipos de nodos: sensores/actuadores ubicados en, sobre o alrededor del cuerpo y un enrutador ubicado alrededor del usuario o dispositivos de la WBAN, que forman la infraestructura que permite la recolección y transmisión de datos a un sistema principal. En WSN, sin embargo, cada nodo, funciona como sensor y a la vez enrutador.
- **Despliegue y densidad:** el número de nodos sensores/actuadores desplegados por usuario depende de múltiples factores. En las WBAN los nodos se colocan estratégicamente en el cuerpo humano, o están ocultos en la ropa, y no se utilizan nodos redundantes, por lo que las WBAN no tienen un alto número o una alta densidad de nodos. A diferencia de las WSN, las cuales la mayoría de veces se despliegan en lugares de difícil acceso, por lo que requiere nodos redundantes para evitar fallas y brindar confiabilidad y alta disponibilidad.
- **Velocidad de transmisión de datos:** las WSN se emplean para monitorear eventos, los cuales pueden ocurrir en intervalos irregulares. Por otro lado, las WBAN se emplean para el monitoreo de las actividades y acciones fisiológicas del cuerpo humano, las cuales suceden de forma más periódica, obteniendo



como resultado flujos de datos continuos con velocidades de transmisión de datos estables.

- Vida útil de las baterías de los nodos: esta característica está sujeta al tipo de aplicación. Es claro que el ahorro de energía es beneficioso para todo tipo de red, pero la sustitución de las baterías de los nodos de las WBAN es mucho más fácil que en las WSN, en la que los nodos pueden ser físicamente inalcanzables luego del despliegue. En consecuencia, es necesario maximizar la vida útil de la batería de los nodos de las WSN, para que así tengan una mayor duración y una mayor vida de la red.
- Movilidad: los usuarios de las WBAN pueden moverse, a diferencia de los nodos de las WSN, los cuales suelen considerarse como estacionarios.

El uso de WBAN tiene en general las siguientes ventajas [5]:

- Flexibilidad: las lecturas del monitoreo de las actividades y acciones fisiológicas del cuerpo humano, obtenidas a través de los sensores, se pueden transmitir a dispositivos cercanos, tales como, un teléfono inteligente, un reloj, un computador portátil, un robot; o directamente a una plataforma web, dependiendo de las necesidades de la aplicación.
- Eficacia y eficiencia: las señales que proporcionan los sensores corporales, pueden ser procesadas eficazmente para obtener estimaciones fisiológicas fiables y precisas.
- Economía: la creciente demanda de sensores corporales, ha aumentado la producción de estos, a precios comerciales cada vez menores.

Con el fin de permitir el despliegue y la adopción de las WBAN, se deben abordar varios problemas de diseño. A nivel de hardware, los nodos sensores del cuerpo deben ser pequeños, delgados, cómodos, con conexión inalámbrica y deben ser capaces de operar a un nivel de consumo de energía mínimo. Desde la perspectiva de la comunicación, se deben diseñar e implementar protocolos de Control de Acceso al Medio (MAC, *Media Access Control*), para garantizar mayor capacidad de red, alta eficiencia energética y confiabilidad en el uso del sistema [5].

Considerando la creciente importancia de las WBAN y lo nombrado anteriormente, el Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE, *Institute of Electrical and Electronics Engineers*) ha formado un grupo de estudio especializado. Actualmente el grupo IEEE 802.15.6 está trabajando en el desarrollo de las Redes de Área Corporal (BAN, *Body Area Network*). El nuevo estándar define los aspectos de gestión del nivel Físico (PHY) y MAC [9].



1.2. ARQUITECTURA DE UNA RED INALÁMBRICA DE ÁREA DE CORPORAL

1.2.1. Componentes

La arquitectura de una WBAN se compone de diferentes dispositivos, que se clasifican según sus características y funcionalidad. A continuación se presentan los tipos de dispositivos de una WBAN [10]:

- **Nodo sensor:** es un dispositivo que se encarga de recibir, procesar y retransmitir las señales provenientes del cuerpo humano.
- **Nodo actuador:** es un dispositivo que actúa de acuerdo con los datos recibidos por los sensores o según la interacción con el usuario.
- **Unidad Central de Cuerpo (BCU, *Body Central Unit*):** es un dispositivo que recoge toda la información adquirida por los sensores/actuadores e informa al usuario a través de una puerta de enlace externa (*Gateway*), desplegando la información por medio de un dispositivo de visualización. En algunas aplicaciones, se utiliza un Asistente Digital Personal (PDA, *Personal Digital Assistant*) o un teléfono inteligente.

Generalmente a los nodos sensores y actuadores se les denomina Unidad de Sensor Corporal (BSU, *Body Sensor Unit*).

En la Figura 1.2, se muestra la arquitectura general de una WBAN. Las BSU son nodos sensores habilitados con interfaces de transmisión inalámbrica específicos para aplicaciones médicas. A través de comunicación inalámbrica, los BSU se comunican y transmiten información a la BCU, que a su vez retransmite la información a estaciones de monitoreo por medio de tecnologías de radiofrecuencia, tales como *Bluetooth*, *WiFi* o por las redes móviles [11].

En general, cualquiera de los dispositivos que hacen parte de una WBAN, se componen a su vez de los módulos mostrados en la Figura 1.3 [7] [8] [12], los cuales se describen a continuación.

- **Módulo hardware del sensor o actuador:** contiene el sensor o actuador y el hardware necesario para recibir los datos sensados y entregarlos al módulo de procesamiento.
- **Módulo de procesamiento:** se encarga de analizar los datos recibidos a través del módulo hardware del sensor o actuador, o en el caso de la BCU, los datos recibidos por todos los nodos, tanto sensor como actuador, de la WBAN. También se encarga de gestionar el módulo de radiofrecuencia para la transmisión y recepción de la información. Este módulo está compuesto principalmente por un microcontrolador.
- **Módulo de potencia:** proporciona la energía necesaria para el funcionamiento del nodo sensor, actuador o la BCU. Este módulo es alimentado generalmente por una batería.

- Módulo de radiofrecuencia: es la unidad encargada de transmitir y recibir información entre las BSU y la BCU. Está compuesto por un transceptor, dependiendo de la tecnología de RF que se esté usando.

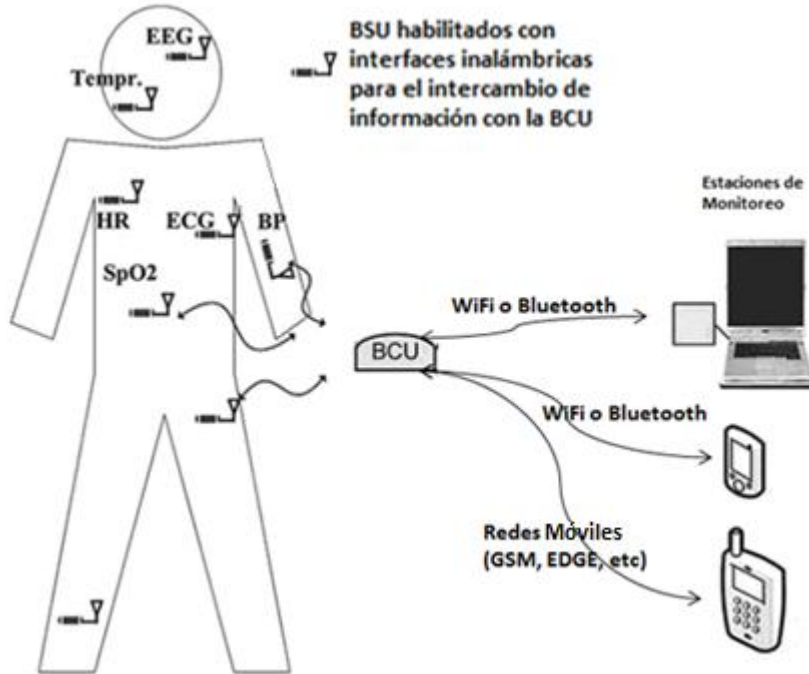


Figura 1.2. Arquitectura de una WBAN [11].

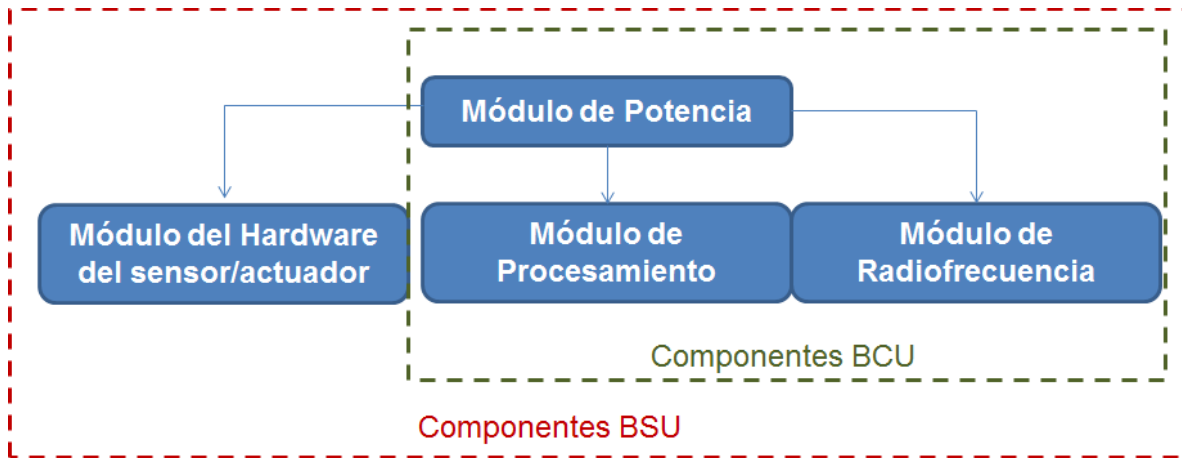


Figura 1.3. Módulos que componen la BCU y las BSU.

Los nodos se pueden clasificar según su ubicación en el cuerpo. Existen principalmente tres formas; implantados (*in-body*), portables (*on-body*) y fuera del cuerpo (*out-body*).

Los nodos implantados corresponden a sensores o actuadores que se localizan debajo del tejido humano por lo que requieren de procedimientos invasivos para su implantación.



El principal requerimiento para este tipo de nodo, es una alta eficiencia en cuanto al consumo de energía.

Los nodos portables son nodos que se colocan sobre la piel, por lo que no requieren de procedimientos invasivos y por tanto no tiene exigencia en cuanto al consumo de energía, ya que un cambio de baterías es evidentemente más sencillo que en los nodos implantados.

Finalmente, los nodos fuera del cuerpo, son dispositivos que no tienen contacto con el cuerpo humano. Generalmente estos nodos se utilizan para aplicaciones de entretenimiento y reproducción de audio o video [8] [13].

Cabe resaltar que los nodos implantados están enfocados principalmente para aplicaciones médicas y atención sanitaria, mientras que los nodos portables y fuera del cuerpo se consideran tanto para aplicaciones médicas como no médicas [14].

En la Tabla 1.1 se muestra la clasificación de los nodos, según su ubicación en el cuerpo con algunos ejemplos de aplicación.

Ubicación	Sensor
Implantados (<i>in-body</i>)	Cápsula para endoscopia
	Sensor de glucosa
	Marcapasos
Portables (<i>on-body</i>)	Temperatura corporal
	Presión arterial
	Ritmo cardíaco
Fuera del cuerpo (<i>out-body</i>)	Reproductor MP3
	MP4, Juegos de Video

Tabla 1.1. Clasificación de los nodos según su ubicación en el cuerpo [13].

1.2.2. Operación

Las WBAN operan en el modo de comunicación maestro-esclavo, en donde el nodo maestro controla y gestiona a los nodos sensores o actuadores [15].

Una WBAN se compone de uno a varios nodos sensores (BSU) y un nodo maestro o BCU. Las BSU recopilan la información de las actividades o acciones fisiológicas del cuerpo humano y transmiten esa información a la BCU.

La BCU es la encargada de iniciar la comunicación al interior de la red, para ello envía información de control y sincronización a las BSU, para que así, estas puedan adquirir un canal de comunicación e iniciar el proceso de conexión [13].

Finalizado el proceso de conexión, una BSU ya está asociada a la BCU y puede comenzar a transmitir una o más tramas de información.

Las BSU pueden tener diferentes comportamientos para comunicarse con la BCU. Una primera opción, es enviar información en forma continua, la desventaja de esta opción es el alto consumo de energía debido a la transmisión continua de información. Una segunda



opción, es enviar datos medidos periódicamente, reduciendo el consumo de energía. Como última opción, se puede transmitir un archivo que contiene el registro de medidas fisiológicas de un día.

Los anteriores comportamientos son definidos para los casos normales, sin embargo, hay casos de emergencias en los que los BSU pueden enviar un mensaje de alerta, cuando alguna señal fisiológica medida tiene un valor anormal [12].

1.2.3. Clasificación del tráfico de una WBAN

El tráfico corresponde a la información que intercambian las BSU con la BCU. El tráfico de una WBAN depende del tipo de aplicación y a su vez de la velocidad de transmisión de datos, sin embargo, se ha clasificado el tráfico de una WBAN de la siguiente manera [8] [12] [13]:

- Normal: se genera en condiciones normales sin requisitos de tiempo. Los datos corresponden fundamentalmente a una rutina de monitoreo de las actividades y acciones fisiológicas del cuerpo humano.
- Bajo demanda: se presenta cuando la BCU hace una petición para acceder de forma inmediata a información específica de un nodo. Un ejemplo que ilustra este tipo de tráfico, es cuando un médico o enfermera visita un paciente y requiere obtener datos inmediatos de alguno de los sensores que tiene conectados, en lugar de esperar la información a través del tráfico normal.
- De emergencia: se genera cuando un nodo necesita enviar datos urgentes debido a la anormalidad de una medida fisiológica sensada. Este tipo de tráfico tiene mayor prioridad, por lo que tiene estrictos requerimientos de latencia, fiabilidad y confiabilidad.

1.2.4. Topología

Según el modo de operación (maestro-esclavo) y el estándar de WBAN, la topología general de funcionamiento es en estrella. Sin embargo esta topología se puede configurar de dos formas [8]:

- Estrella a un salto: en este caso, las BSU intercambian información directamente con la BCU.
- Estrella extendida a dos saltos: las BSU y la BCU intercambian información a través de un nodo de retransmisión.

En la Figura 1.4 se observan los dos tipos de configuración para la topología en estrella de una WBAN. Para el caso de la topología en estrella extendida a dos saltos, BSU₄ es el nodo repetidor, el cual retransmite la información del BSU₃ a la BCU₂.

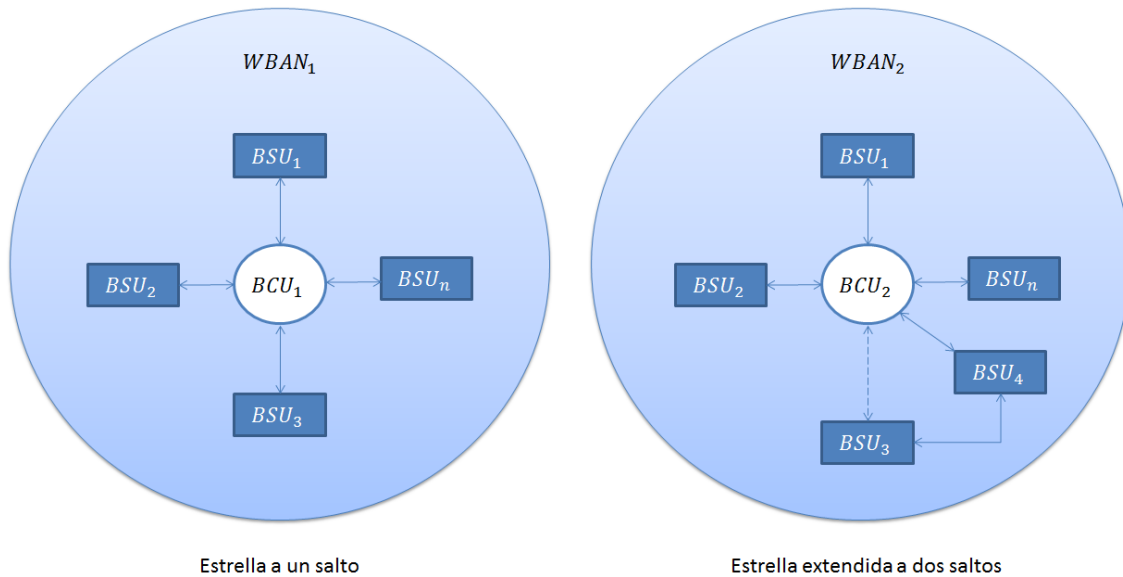


Figura 1.4. Topología de una WBAN.

1.3. PROTOCOLOS DE COMUNICACIÓN

El estándar IEEE 802.15.6, es la primera norma internacional que regula y trabaja en el avance de las WBAN. El principal objetivo de esta norma es el desarrollo y actualización de un estándar de comunicaciones para dispositivos de baja potencia, miniaturizados, implantados, portables o externos, para el monitoreo de signos vitales del cuerpo humano [16]. El estándar define la capa MAC, la cual soporta varios niveles PHY, tal como se muestra en la Figura 1.5.

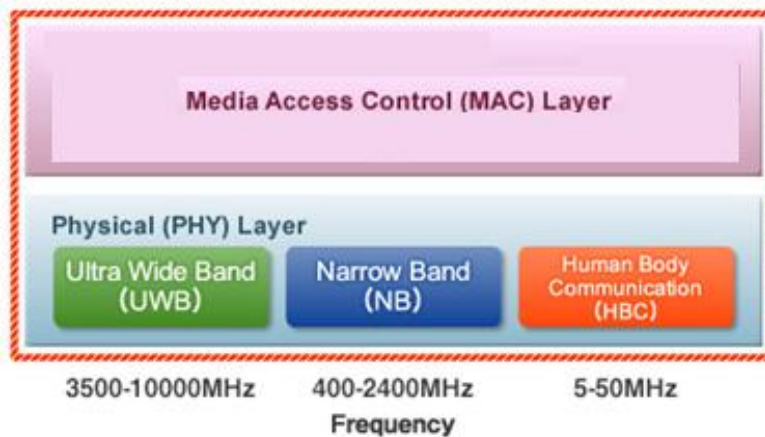


Figura 1.5. Protocolos de comunicación de una WBAN [17].

En las siguientes secciones se presentan las principales características de los niveles MAC y PHY para las WBAN.



1.3.1. Nivel Físico

En primer lugar, es importante resaltar la bandas de frecuencias que están disponibles para WBAN (Figura 1.6), las cuales son reguladas por las distintas autoridades de comunicaciones en diferentes países. A continuación se muestran las bandas de frecuencias habilitadas para las WBAN [8] [13] [16]:

- Servicio de Comunicaciones Médicas Implantadas (MICS, *Medical Implant Communication Service*): utilizada para la comunicación bidireccional entre implantes médicos y la BCU para el monitoreo de signos vitales. Estándar definido por la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC, *Federal Communications Commission*) de Estados Unidos y el Instituto Europeo de Normas de Telecomunicaciones (ETSI, *European Telecommunications Standards Institute*) [18].
- Servicios de Telemetría Médica Inalámbrica (WMTS, *Wireless Medical Telemetry Services*): se utiliza para el control a distancia de la salud de un paciente, incluyendo dispositivos para monitorear signos vitales y otros parámetros importantes para la salud y los dispositivos que transportan los datos a través de un enlace radio a una ubicación remota. Definida por la FCC [19].
- Médica, Científica e Industrial (ISM, *Industrial Scientific and Medical*): son bandas reservadas internacionalmente para uso no comercial en las áreas industrial, científica y médica. Debido a que es una banda de uso libre, requiere que las comunicaciones tengan alta tolerancia a errores y la utilización de mecanismos de protección contra interferencias. Definida por la Unión Internacional de Telecomunicaciones (ITU, *International Telecommunication Union*) [20].
- Ultra Banda Ancha (UWB, *Ultra Wide Band*): se emplea para comunicaciones con bajo consumo de energía, gran ancho de banda y de corto alcance [21].

En la Figura 1.6 se muestran las bandas de frecuencias habilitadas para la operación de las WBAN.

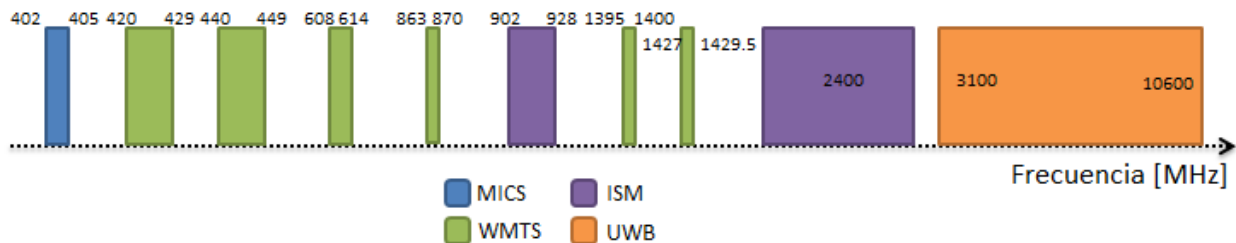


Figura 1.6. Bandas de frecuencia habilitadas para las WBAN [14] [16] [22].



En la Tabla 1.2 se muestra un resumen de las bandas de operación para el despliegue de las WBAN, junto con los países en donde son utilizadas.

Banda	Frecuencia
MICS	402 – 405 MHz (Japón, Europa, Corea y USA)
WMTS	Japón: 420 – 429 MHz y 440 – 449 MHz
	Europa: 433 – 435 y 863 - 870 MHz
	USA: 608 – 614 MHz, 1395 – 1400 MHz y 1427 – 1429.5 MHz
ISM	902 – 928 MHz (USA, Australia, Nueva Zelanda)
	2.4 GHz (Mundial)
UWB	3.1 hasta 10.6 GHz (Japón, Europa, Corea y USA)

Tabla 1.2. Bandas de frecuencias para la operación de WBAN.

El nivel físico definido por el estándar IEEE 802.15.6, para la comunicación de una WBAN soporta: UWB, Banda Estrecha (NB, *Narrow Band*) y Comunicación del Cuerpo Humano (HBC, *Human Body Communication*). El nivel físico tiene las siguientes funciones:

1. Activación y desactivación del transceptor de radiofrecuencia.
2. Evaluación del Canal Libre (CCA², *Clear Channel Assessment*).
3. Transmisión y recepción de los datos.

1.3.2. Control de Acceso al Medio

Para cumplir con los criterios de diseño de una WBAN, se hace necesario hacer uso de métodos eficientes de acceso al medio, que permitan coordinar la transmisión de información entre los nodos de la red. A continuación se listan los protocolos MAC más eficientes [7].

1. Protocolo de Acceso Múltiple por División de Tiempo programado.
2. Protocolo de Sondeo (*Polling*).
3. Protocolo de acceso aleatorio.

El Acceso Múltiple por División de Tiempo (TDMA, *Time Division Multiple Access*) es una técnica de acceso múltiple programado, donde la transmisión de paquetes es manejada en forma de tramas de tiempo y ranuras. Cada ranura de tiempo puede ser vista como un recurso de transmisión dedicado, usado para transmitir información del paciente. La BCU asigna las ranuras de tiempo a los sensores, para transmitir información, permitiendo así disminuir la sobrecarga de paquetes. Sin embargo TDMA tiene algunas desventajas en la asignación de recursos. El problema radica en soportar diferentes sensores que manejan

² Es una función lógica que determina el estado actual de uso de un medio inalámbrico. Mediante esta función se determina si el medio está listo y es capaz de recibir información, para que así el transmisor pueda comenzar a enviar [76].



información no periódica, pues esto implicaría que algunos sensores no usarían eficientemente los recursos de transmisión asignados, pero el sistema puede seguir funcionando normalmente. La escalabilidad también afecta fuertemente el desempeño de la red, al necesitarse modificaciones en la configuración de la BCU cada vez que se añade un sensor en la WBAN.

Entre los protocolos de acceso aleatorio, se destaca el Acceso Múltiple con Escucha de Portadora y Evasión de Colisiones (CSMA/CA, *Carrier Sense Multiple Access with Collision Detection*). Un sensor basado en el protocolo CSMA/CA accede al canal de transmisión sólo cuando requiere transmitir información. Una BSU comprueba el estado del canal de transmisión sólo cuando tiene datos en su búfer de transmisión. Si el canal está libre, entonces el sensor inicia la transmisión de paquetes. Sin embargo, la principal desventaja de un protocolo de acceso aleatorio es que puede introducir retardos variables dependiendo del tráfico de cada sensor.

El protocolo de sondeo está basado en la técnica de transmisión programada utilizando la arquitectura maestro/esclavo para transmitir datos. En una red de sondeo, la BCU programa todas las transmisiones en la red, evitando así cualquier probabilidad de contienda.

1.3.2.1. Protocolo de Sondeo o *Polling*

En esta red, la BCU envía mensajes de sondeo a todos los nodos los cuales pueden responder transmitiendo un mensaje o pueden enviar un corto Reconocimiento Negativo (NACK, *Negative Acknowledgement*) para indicar que no tienen información para transmitir. La BCU opcionalmente puede enviar un Reconocimiento (ACK, *Acknowledgement*) en el siguiente sondeo para confirmar la correcta recepción de la información anteriormente recibida y así aumentar la confiabilidad de la red.

En la Figura 1.7 se observa un posible ejemplo de un ciclo de sondeo y su secuencia de transmisión. La frecuencia de sondeo puede ser variada y optimizada para soportar fuentes de tráfico de diferentes velocidades de entrega de información. Adicionalmente se puede agregar una ranura de sondeo al final del ciclo de sondeo, usada para soportar escalabilidad en el protocolo (Figura 1.7). De esta manera nuevos nodos pueden unirse o dejar la red, enviando un mensaje de unión o de salida respectivamente, a la BCU. Este proceso le permite a la WBAN adaptar un número variable de nodos sensores. El encolado y el retardo de transmisión de paquetes están determinados ampliamente por el volumen de tráfico y el número de nodos activos, de manera directamente proporcional. El consumo de potencia en una red WBAN de sondeo puede ser controlado organizando el sondeo y las secuencias de transmisión de datos.

Por todo lo mencionado anteriormente una WBAN basada en sondeo es más flexible que una basada en TDMA o en los protocolos de acceso aleatorio y por tanto el Protocolo de Sondeo (*Polling*) es el más apto para ser implementado en la Pico-red Prototipo.

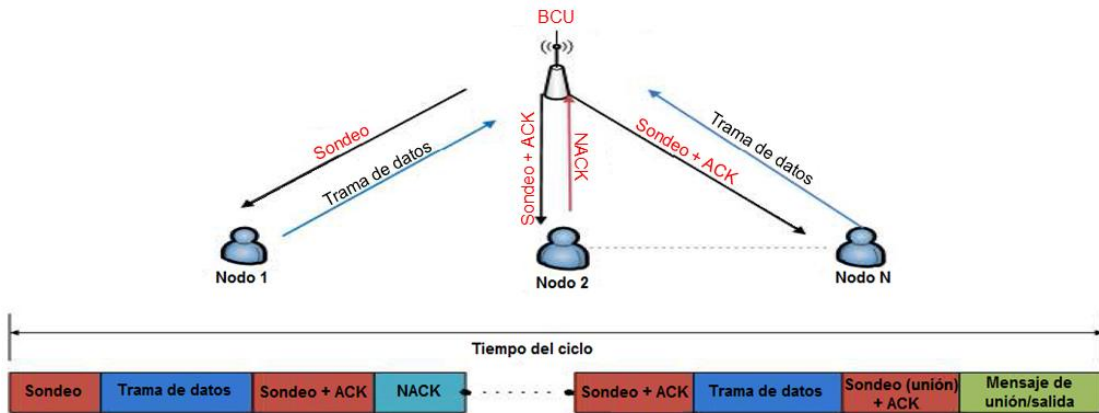


Figura 1.7. Secuencia de transmisión MAC basada en sondeo.

1.4. TECNOLOGÍAS DE RADIOFRECUENCIA

Las tecnologías emergentes y existentes de radiofrecuencia compatibles con las WBAN son: *Bluetooth*, UWB y ZigBee, además de algunas tecnologías propietarias y abiertas como Insteon, Z-Wave, ANT, RuBee y RFID. Por intereses del trabajo de grado solo se hará uso de la tecnología *Bluetooth*.

1.4.1. Bluetooth

El desarrollo de Bluetooth comenzó en 1998 cuando Ericsson, IBM, Intel, Nokia y Toshiba formaron el Grupo de Interés Especial (SIG, *Special Interest Group*) para desarrollar y promover una solución global para la comunicación inalámbrica de corto alcance [23].

Bluetooth funciona en la banda ISM de 2.4 GHz y emplea Espectro Ensanchado por Salto de Frecuencia (FHSS, *Frequency Hopping Spread Spectrum*) como técnica de transmisión para evitar interferencias que se producen al utilizar una banda libre. Los saltos en frecuencia se determinan según la Secuencia Pseudo Aleatoria (PN, *Pseudo Random Sequence*), la cual es generada a partir de la dirección y del reloj del maestro y es almacenada en tablas, conocidas tanto por el transmisor como por el receptor. En total se disponen de 79 canales con un ancho de banda de 1MHz cada uno [23] [24].

Los dispositivos Bluetooth se clasifican en referencia a su potencia de transmisión. En la Tabla 1.3 se muestran las 3 clases de Bluetooth.

Clase	Potencia máxima permitida (mW)	Potencia máxima permitida (dBm)	Rango (metros)
Clase 1	100	20	≈100
Clase 2	2.5	4	≈5 - 10
Clase 3	1	0	≈1

Tabla 1.3. Clases de Bluetooth [24].

En WBAN se pueden utilizar dos topologías de red basadas en *Bluetooth*. A continuación se presentan estas topologías.

- **Pico-redes**

Una pico-red es una interconexión de máximo 8 dispositivos *Bluetooth*. Para regular el tráfico en el canal, uno de los dispositivos funciona como maestro y por tanto los demás dispositivos son esclavos [23].

Para identificar cada esclavo, el maestro de una pico-red asigna una “dirección de miembro activo” a nivel local para cada esclavo que participa en las comunicaciones activas de la pico-red. A partir de esta dirección, el maestro regula a los esclavos y les informa cuando pueden transmitir [23]. En la Figura 1.8 se muestra la estructura de una pico-red.

- **Red dispersa**

La Red dispersa o *Scatternet* nace con la necesidad de solucionar un problema de eficiencia ya que los dispositivos que comparten un mismo canal sólo pueden utilizar una parte de la capacidad de este.

Una red dispersa es un grupo de pico-redes y se forma cuando un dispositivo miembro de una pico-red, decide participar como un esclavo de una segunda pico-red. El dispositivo participante en ambas pico-redes puede transmitir datos entre los miembros de ambas redes [24]. En la Figura 1.9 se muestra un ejemplo de red dispersa.

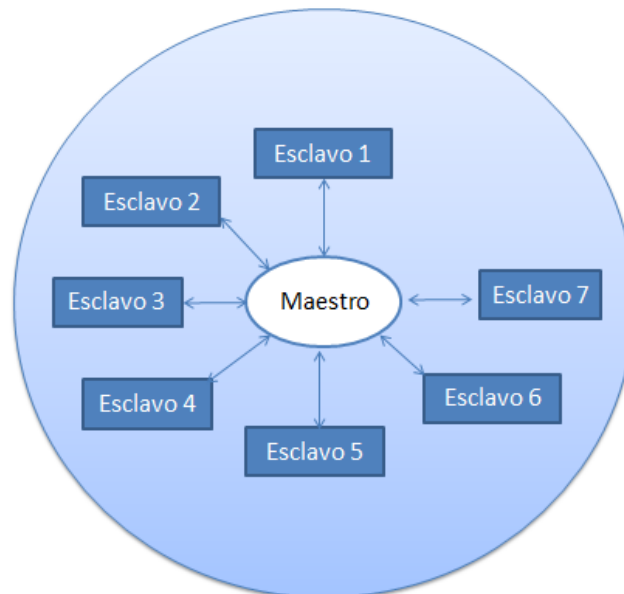


Figura 1.8. Pico-red.

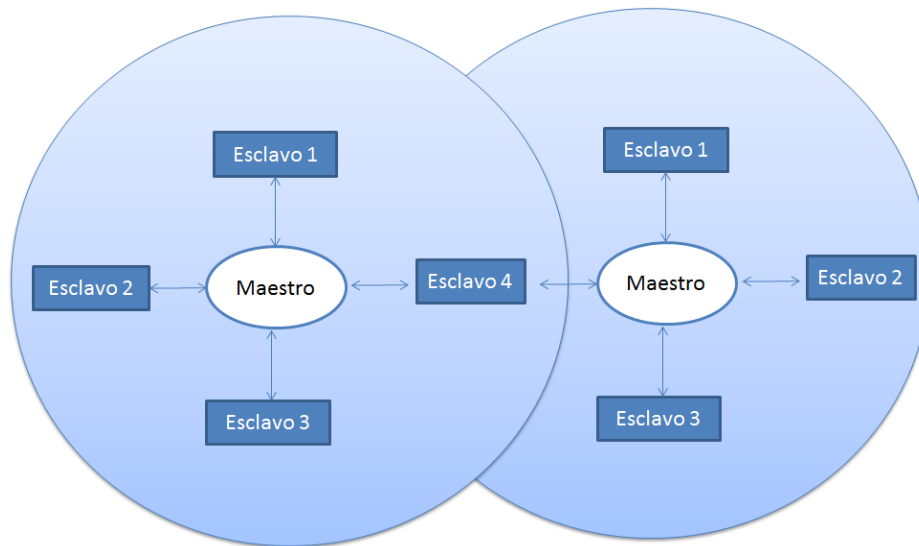


Figura 1.9. Red dispersa o scatternet.

En la actualidad existen 4 versiones de *Bluetooth*, en donde las más recientes son las versiones 3.0 y 4.0 (*Bluetooth* de Baja Energía).

1.4.2. Bluetooth de Baja Energía

El *Bluetooth* de Baja Energía (*Bluetooth LE*, *Bluetooth Low Energy*), incluido en la versión 4, alcanza velocidades de transmisión de datos de hasta 1 Mbps en su nivel físico. El uso de un menor número de canales para la vinculación de dispositivos, hace que la sincronización se pueda hacer en unos pocos milisegundos en comparación con los segundos que tarda *Bluetooth* clásico. Esto beneficia a las aplicaciones de WBAN que requieren mínima latencia, por ejemplo, en la generación de alarmas o para la transmisión del tráfico de emergencia [6].

Los dispositivos *Bluetooth* de Baja Energía se pueden clasificar en dos grupos, según su modo de funcionamiento: modo dual y modo autónomo. Como su nombre lo indica, el modo autónomo está diseñado para comunicarse entre dispositivos que son compatibles con las versión 4 de *Bluetooth*, mientras que el modo dual permite conectarse a dispositivos *Bluetooth* que son compatibles con otras versiones [5] [6].

Al igual que *Bluetooth* clásico, la tecnología *Bluetooth* de Baja Energía funciona con una pila de protocolos relativamente sencilla y se centra en las redes configuradas en estrella de corto alcance sin complicados algoritmos de enrutamiento.

Esta tecnología se adapta en las WBAN configuradas con topología en estrella. La comunicación entre WBAN se puede realizar a través de una segunda tecnología de radiofrecuencia o mediante el uso del modo dual, sin embargo esto implica un mayor consumo de energía.



1.5. CRITERIOS DE DISEÑO Y DESAFÍOS DE UNA RED INALÁMBRICA DE ÁREA CORPORAL

Los criterios de diseño y desafíos que presentan las WBAN se pueden resumir en los siguientes cuatro puntos:

1.5.1. Seguridad

Los requisitos fundamentales de seguridad de todo el sistema son la confidencialidad, la integridad de los datos, la responsabilidad, la disponibilidad y el control de acceso [25], resaltando que la información relacionada a la salud, intercambiada entre sensores de una WBAN y transmitida hacia servidores a través de Internet, es estrictamente privada y confidencial [26], por lo que debería ser encriptada para garantizar la privacidad del paciente.

Cumplir todos los requisitos de seguridad no siempre es sencillo, como lo es: realizar la autenticación de un paciente que no está en las capacidades de hacerlo (por ejemplo, situaciones de trauma o pérdida de conciencia) y hacer uso de mecanismos de seguridad redundantes que no afecten considerablemente el consumo de energía o el desempeño del sistema, entre otros.

Como punto a favor, las WBAN tienen distancias de transmisión cortas, que aportan a la seguridad, evitando accesos no deseados de agentes que no estén cercanos a la WBAN, sin embargo, los riesgos de seguridad no dejan de existir y más cuando la información sale hacia Internet. Es por esto que se deben diseñar cuidadosamente políticas de seguridad para sistemas de información clínica [27].

1.5.2. Interoperabilidad

Una de las características que debe tener una WBAN es garantizar la transferencia de datos a sistemas centrales, que permitan el intercambio de información entre diferentes entidades o usuarios de salud, sin recurrir a realizar modificaciones o intervenciones directas de la WBAN, que afecte el normal desempeño de la red.

En la actualidad existe el interés de realizar una convergencia de las comunicaciones, permitiendo el intercambio de información entre múltiples tecnologías y sistemas de comunicación, para lograr tener la información disponible en cualquier momento que se requiera. Por lo tanto es importante que una WBAN tenga la posibilidad de interconectarse con múltiples WBAN, WPAN, WLAN, etc., sin ninguna complicación.

1.5.3. Complejidad en el sistema de dispositivos

Los sensores usados en WBAN deben ser de baja complejidad por lo que el sistema de procesamiento tiene que ser "liviano" (bajas frecuencias de trabajo) ya que un alto procesamiento de este implicaría mayores consumos de energía. Uno de los grandes desafíos en los nodos de las WBAN es utilizar la menor cantidad posible de energía, para

así obtener la mayor durabilidad y tiempo de funcionamiento de los nodos sin necesidad de recargas o cambios de baterías, que muchas veces no son deseables o incluso inaceptables como lo es el caso de sensores implantados, por lo tanto los sensores deben ser pequeños y ligeros de peso, permitiendo también su fácil ubicación en el cuerpo humano, de manera que no causen molestias o introduzcan restricciones al usuario portador de la WBAN.

El estándar IEEE 802.15.6 fue especificado inicialmente para redes inalámbricas sobre o dentro del cuerpo humano con bajo consumo de energía [28] como se aprecia en la Figura 1.10. El consumo de energía puede ser dividido en 3 partes: sensado, procesamiento de datos y comunicación (inalámbrica), siendo esta última la que genera mayores gastos de energía. Existe la posibilidad de mejorar el tiempo de vida de la batería del nodo sensor mediante la recolección de energía (*energy-harvesting*) durante la operación del sistema [10]. Mencionando “Si la energía recolectada es mayor que la energía consumida promedio, estos sistemas podrían funcionar eternamente.”, por lo que establecen que la combinación del bajo consumo de energía y la energía recolectada es la solución óptima para lograr una WBAN autónoma. Se realizó una investigación para estimar la potencia promedio que un usuario WBAN puede recolectar por hora por día por cm^2 , para siete fuentes de captación de energía ubicadas en el cuerpo humano (Figura 1.11) [29].

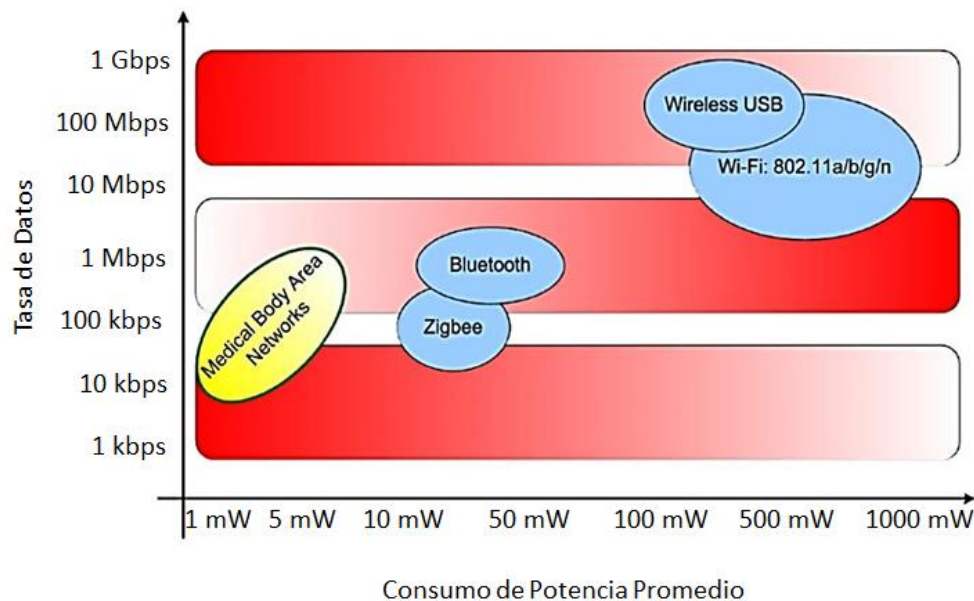


Figura 1.10. Perfil de datos vs potencia, IEEE 802.15.6 [28].

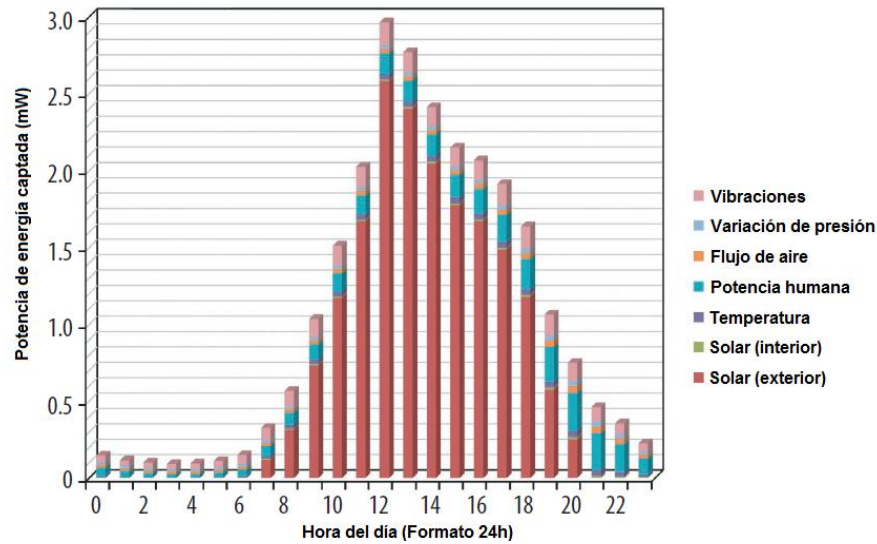


Figura 1.11. Resultado de la correlación de siete fuentes de captación de energía, con la disponibilidad de cada fuente sobre una jornada de trabajo promedio [29].

Sin embargo, se deja claro que la energía recolectada es de pequeñas cantidades (unos pocos mW) y los dispositivos de captación no son muy eficientes, además los organismos de regulación internacional limitan el uso de dispositivos de adquisición de energía cercanos o dentro del cuerpo humano por motivos de salud (por ejemplo, generador termoeléctrico), por lo que se han realizado numerosas investigaciones; como lo es la recarga inalámbrica [30], políticas de transmisión óptima para nodos con energía limitada en baterías [31] o la continua investigación del uso de supercondensadores o nanotubos de carbono, que prometen una gran revolución. Por lo tanto es claro que el consumo de energía en las WBAN es uno de los grandes desafíos.

En igual medida, los nodos deben ser fáciles de usar, puesto que no todos los posibles usuarios tienen conocimientos en electrónica y un relativo “difícil” manejo de estos sensores, conllevaría a un entorpecimiento o uso inadecuado de los nodos de la WBAN. Por esta razón, cuando un nodo sea ubicado en el cuerpo y posteriormente puesto en marcha, este debe ser capaz de unirse a la red y configurar las rutas automáticamente sin la necesidad de ninguna intervención externa, o en el caso de que un nodo falle la red debe tener la capacidad de continuar funcionando con los nodos disponibles.

Es de gran importancia que la red tenga a su disposición un sistema de consistencia de la información, para posteriormente transmitirla a la entidad o personal médico con las capacidades de interpretarla y tomar las respectivas decisiones, sin embargo, para ayudar de igual forma al ahorro de energía, se promovió la tendencia de utilizar “almacenamiento en el nodo” [29] gracias a los avances de la industria de la microelectrónica en el almacenamiento en memoria no volátil de baja energía, como la Memoria de Acceso Aleatorio Magnetorresistiva (MRAM, *Magnetoresistive Random – Access Memory*) y la Memoria de Acceso Aleatorio Resistiva (RRAM, *Resistive Random – Access Memory*), que permiten almacenar información temporal en el propio sensor hasta que se encuentren condiciones favorables en el canal de transmisión, disminuyendo al mismo tiempo los errores.

1.5.4. Confiabilidad

Cuando se trata de aplicaciones médicas, es de vital importancia que el sistema proporcione una gran precisión y fiabilidad de los datos, para garantizar que estos sean recibidos correctamente por el profesional en salud y de esta manera no poner en riesgo la integridad del paciente. La confiabilidad puede ser considerada de extremo a extremo o por cada enlace, por lo que se debe garantizar tanto a nivel de sensado como de transmisión. Esta confiabilidad está directamente relacionada con la probabilidad de pérdida de paquetes y el retardo de transmisión de paquetes [7]; la probabilidad de pérdida de paquetes puede ser reducida usando modulación adaptativa y técnicas de codificación de canal para adaptarse a las condiciones del canal de transmisión. Los mensajes de información deben ser entregados y medidos en un tiempo razonable, ya que un retardo considerable puede ser fatal en el caso de que un evento amenazante para el paciente pase desapercibido o no se entregue a tiempo al especialista en salud.

1.6. APLICACIONES

Las aplicaciones de las WBAN se pueden clasificar basadas en el tipo de sensores/actuadores, topologías de red y casos de uso. En la Figura 1.12 se pueden observar varias aplicaciones de estas redes, sin embargo es posible clasificarlas en dos grandes grupos: médicas y de carácter no médico.



Figura 1.12. Aplicaciones de una WBAN (pago de facturas electrónicas, médicas y atención sanitaria, asistente de conducción, seguridad de oficina) [17].



1.6.1. Médicas

Las WBAN son utilizadas en su gran mayoría para aplicaciones orientadas al cuidado de la salud de niños hasta ancianos en distintos escenarios como una casa o un hospital, permitiendo la gestión individual y la supervisión continua del estado de salud sin la necesidad de una interacción directa de un especialista médico. Estas aplicaciones consisten de nodos sensores ubicados o implantados en el cuerpo humano, con la capacidad de transmitir inalámbricamente información fisiológica sensada del cuerpo a una BCU [7]. Múltiples aplicaciones pueden abarcar tratamiento de enfermedades crónicas como la diabetes Mellitus, enfermedades cardiovasculares, Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC), entre otras.

En los últimos años se han llevado a cabo gran cantidad de investigaciones en aplicaciones WBAN. En el artículo *Body Piconet for the Telemedicine System Based on Home Networks* [32], se propone una pico-red para el monitoreo de la salud, enfocándose en un nodo sensor ECG, que transmite la información captada a un punto de acceso que permite enviar esta información a una red hospitalaria. En el artículo AMON: a *wearable multiparameter medical monitoring and alert system* [33], se describe un Monitor Médico Avanzado (AMON, *Advanced Medical Monitor*) portátil de telemedicina, que es utilizado en el monitoreo portable de la salud y cuenta con un sistema de alerta a través del Sistema Global para las comunicaciones Móviles (GSM, *Global System for Mobile communications*) que permite a pacientes con enfermedades cardiacas y respiratorias de alto riesgo, vivir de forma independiente. En el artículo Smart Vest: *Wearable multiparameter remote physiological monitoring system* [34], se expone un sistema capaz de monitorear de manera continua algunos signos vitales por medio de un único dispositivo en forma de camiseta lavable. La información recolectada es transmitida por RF a una estación de monitoreo para análisis remoto. En Qualcomm Life se desarrolló el dispositivo 2net Hub [35]. Este dispositivo es un concentrador de información, que permite la conectividad de dispositivos médicos. La información recibida por interfaces WiFi y *Bluetooth*, es enviada a través de un módulo móvil de Red de Área Extensa (WAN, *Wide Area Network*) al servidor de datos de la Plataforma 2net, que permite a los usuarios de los dispositivos, médicos y cuidadores acceder fácilmente a la información.

1.6.2. De carácter no-médico

Estas aplicaciones cubren campos como el entretenimiento, intercambio de información, deporte, seguridad, operaciones automáticas, entre otras.

El entretenimiento corresponde a la transmisión de archivos de audio y/o video como respuesta a información captada del cuerpo [36]. En seguridad, se puede realizar autenticación en computadores o cajeros automáticos por medio de sensores o dispositivos como relojes inteligentes [17]. En el campo del deporte son utilizadas las WBAN para monitorear la postura del cuerpo [5]. En el campo militar también son usadas para monitorear el estado de los soldados y formular estrategias de batalla [5].

Es claro que las WBAN no solo resultan importantes para el campo de la salud, si no también prometen ser de gran utilidad en un sin número de aplicaciones que poco a poco van apareciendo.

1.7. DISPOSITIVOS SENSORES

Los dispositivos sensores y actuadores son componentes claves en las WBAN, haciendo de puente entre el mundo físico y los sistemas electrónicos. Como fuentes de los sistemas WBAN, los sensores corporales se usan para captar señales analógicas correspondientes a actividades fisiológicas o acciones del cuerpo de los pacientes o usuarios, para posteriormente convertir las señales adquiridas en información entendible por los especialistas en salud o para el usuario mismo, permitiendo así evitar, controlar, tratar o actuar frente a situaciones o enfermedades que atenten contra la salud del portador de los dispositivos de la WBAN, o para otra clase de aplicaciones que no involucren la salud. En la Figura 1.13 se observa un ejemplo de dispositivos sensores en un paciente.

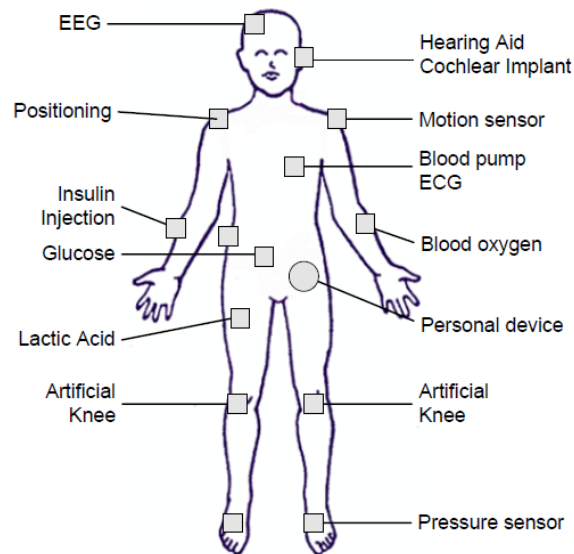


Figura 1.13. Ejemplo del monitoreo de un paciente en una Red Inalámbrica de Área Corporal [10].

A continuación se presentan algunos sensores comúnmente usados en las redes WBAN [5]:

- **Acelerómetro/Giroscopio:** el acelerómetro es usado para reconocer y monitorear la postura del cuerpo, tales como sentado, arrodillado, acostado, de pie, trotando y corriendo. Esta habilidad es esencial en muchas aplicaciones, incluyendo realidad virtual, cuidado de la salud, deportes y juegos electrónicos. El monitoreo de la postura basado en acelerómetro en una WBAN típicamente consiste de un acelerómetro de tres ejes, que es ubicado estratégicamente en el cuerpo humano. Adicionalmente pueden ser usados para medir vibraciones y aceleración debido a la gravedad. El giroscopio es usado para medir o mantener la orientación, basado en el principio de conservación del momento angular. Un giroscopio puede ser usado en conjunto con un acelerómetro para monitorear el movimiento físico.



- **Sensor de Glucosa:** sensa la cantidad de glucosa circulando en la sangre. Tradicionalmente, las medidas de glucosa son hechas punzando un dedo y extrayendo una gota de sangre, la cual es aplicada a una tira o banda de prueba compuesta de químicos sensitivos a la glucosa en la muestra de sangre. Un medidor óptico (glucómetro) es usado para analizar la muestra de sangre y dar lecturas numéricas de la glucosa. También existen medidores de glucosa no invasivos que usan tecnología infrarroja y sensado óptico.
- **Sensor de presión arterial:** el sensor de presión arterial es un sensor no invasivo diseñado para medir la presión arterial sistólica y diastólica, utilizando la técnica oscilométrica.
- **Sensor de gas CO_2 :** este sensor mide los niveles de dióxido de carbono gaseoso, para monitorear cambios en los niveles de CO_2 , así como para supervisar la concentración de oxígeno durante la respiración humana.
- **Sensor de electrocardiograma (ECG):** el ECG es un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón. Profesionales de la salud lo usan para diagnosticar una enfermedad cardiaca. Ellos también usan este sensor para monitorear que tan bien y diferente trabajan los medicamentos para el corazón. Con el fin de obtener una señal ECG, varios electrodos son situados en sitios específicos de la piel, y se mide la diferencia de potencial entre los electrodos.
- **Sensor de electroencefalografía (EEG):** mide la actividad eléctrica dentro del cerebro, colocando pequeños electrodos en múltiples lugares del cuero cabelludo humano. La información de la actividad eléctrica del cerebro sensada por los electrodos es reenviada a un amplificador para producir patrones de seguimiento. En un hospital, al paciente se le puede decir que respire profundamente o que mire una luz intermitente durante el registro EEG.
- **Sensor de electromiografía (EMG):** mide las señales eléctricas producidas por los músculos durante su contracción o reposo. Estudios de conducción nerviosa se hacen a menudo mientras se mide la actividad eléctrica en músculos, ya que los nervios controlan los músculos en el cuerpo mediante señales eléctricas (impulsos), y esos impulsos hacen que los músculos reaccionen de manera específica. Trastornos nerviosos o musculares causan que los músculos reaccionen de manera anormal.
- **Oxímetro de pulso:** mide la saturación de oxígeno usando una sonda no invasiva. Un pequeño broche con un sensor es unido a un dedo de la persona, lóbulo de la oreja, o dedo del pie. El sensor emite una señal de luz que pasa a través de la piel. De acuerdo a la absorción de luz de la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina total en la sangre arterial, la medición es expresada como una relación de la hemoglobina oxigenada y la cantidad total de hemoglobina.
- **Sensores de humedad y temperatura:** estos sensores son usados para medir la temperatura del cuerpo humano y/o la humedad del entorno inmediato



alrededor de la persona. Una señal de alarma puede ser emitida si se mide una cierta cantidad de cambios.

- Sensor de pulso cardíaco: este sensor es usado para medir la pulsación provocada por la expansión de sus arterias como consecuencia de la circulación de sangre bombeada por el corazón. Por lo general se mide en partes del cuerpo donde las arterias se encuentran más próximas a la piel.



2. DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y PLAN DE PRUEBAS.

2.1. INTRODUCCIÓN

El presente capítulo presenta el desarrollo de la metodología de trabajo usada para planificar, estructurar y controlar el proceso de implementación de la Pico-red Prototipo, que permitirá monitorear inalámbricamente los signos vitales de un paciente.

Se presentan las características básicas del sistema, seguido del diseño, en donde se especifican los diferentes componentes electrónicos, tanto los dispositivos sensores como las unidades de procesamiento y los módulos de comunicación inalámbrica, y se realiza una explicación detallada del proceso de implementación de la Pico-red prototipo.

Finalmente se establece un plan de pruebas, con el objetivo de determinar si el sistema funciona correctamente.

2.2. METODOLOGÍA DE DESARROLLO

La metodología con la cual se desarrolló el trabajo de grado propuesto para cumplir con los objetivos planteados, es el modelo lineal secuencial o modelo en cascada [37]. Este modelo permite una evolución constante del mismo a través del seguimiento de fases ordenadas y un encadenamiento entre ellas, facilitando la gestión de desarrollo, diseño e implementación, para así dar solución al problema planteado. En la Figura 2.1 se observa la estructura del modelo.



Figura 2.1. Modelo Lineal Secuencial

Cada una de las fases se desarrolla de la siguiente manera:

- Análisis de requerimientos: se enfoca en realizar un análisis del problema de estudio, con el fin de establecer los requerimientos necesarios de la Pico-red Prototipo.
- Diseño: se enfatiza en el modelado de la Pico-red Prototipo. Principalmente se estudian los dispositivos sensores compatibles con el proyecto y demás elementos hardware necesarios para la fase de implementación.
- Implementación: se realiza el desarrollo hardware y software de la Pico-red Prototipo, siguiendo lo especificado en la fase de diseño.
- Pruebas: se efectúan las pruebas concernientes para validar la Pico-red Prototipo.

2.2.1. Análisis de Requerimientos

2.2.1.1. Problema de estudio

La *e-Health* se ha convertido en una importante tendencia tecnológica para la monitorización de la salud [38], permitiendo una buena calidad de atención al paciente, sin la necesidad de una interacción directa de personal especializado, como lo es el caso de personas con enfermedades crónicas, que en la actualidad aumentan cada día más [39].

Para la vigilancia y prevención de enfermedades, un sistema para el monitoreo de la salud puede incluir una amplia gama de dispositivos portátiles, como sensores, actuadores, tejidos inteligentes, fuentes de energía, redes de comunicación inalámbrica, unidades de



procesamiento, interfaces de usuario, entre otros. Es por esta razón que uno de los desafíos es integrar esta gama de dispositivos en un sistema que permita el monitoreo continuo de la salud de un paciente.

En la actualidad, el número de personas que requieren un monitoreo constante de su estado de salud está en crecimiento, lo que implica una inversión de dinero por parte de los pacientes al solicitar personal especializado o por parte de los centros médicos al prestar este servicio. Adicionalmente existe la problemática de que los dispositivos y plataformas de *e-health* actuales para la vigilancia de enfermedades son incompatibles entre sí (soluciones propietarias), por lo que no existen suficientes redes de dispositivos médicos que puedan ser asequibles tanto por los centros de salud como por las personas que lo requieran.

Como resultado de las problemáticas mencionadas, surge la necesidad de implementar una Pico-red prototipo que permita interconectar dispositivos médicos, habilitados con interfaces inalámbricas para la gestión de la salud en tiempo real³ por parte de personal médico o del mismo paciente.

2.2.1.2. Requerimientos

Luego de comprender claramente el problema de estudio, a continuación se presenta la definición de los requerimientos para la implementación de la Pico-red Prototipo, que permitieron alcanzar los objetivos planteados en el trabajo de grado.

Requerimiento 1: monitorear signos vitales que son indispensables para determinar el estado de salud de un paciente.

Requerimiento 2: los dispositivos sensores a utilizar deben ser cómodos y fáciles de usar.

Requerimiento 3: permitir una comunicación continua entre la BCU con las BSU.

Requerimiento 4: asegurar la integridad de la información intercambiada entre los nodos de la Pico-red Prototipo.

Requerimiento 5: integrar un mecanismo que permita visualizar local y remotamente la información captada por los sensores.

Requerimiento 6: garantizar intervalos de tiempo cortos entre transmisiones de información al sistema de visualización remoto.

Requerimiento 7: categorizar las mediciones de los dispositivos sensores.

Requerimiento 8: verificar que las mediciones de los dispositivos de la Pico-red Prototipo son acordes a las medidas realizadas con los dispositivos médicos convencionales.

Requerimiento 9: permitir la movilidad del paciente que usa los dispositivos del sistema.

³ Los sistemas de tiempo real son sistemas que debido a su naturaleza o funcionalidad interactúan continuamente con un entorno externo que evoluciona dinámicamente en el tiempo [74].



2.2.2. Diseño

Esta etapa tiene como finalidad plantear la solución que permita construir un prototipo final y que brinde una solución al problema planteado. De este modo, se propone implementar una Pico-red Prototipo que permita interconectar dispositivos médicos habilitados con interfaces inalámbricas.

2.2.2.1. Definición del modelo de la Pico-red Prototipo

Una WBAN permite el monitoreo de las actividades y acciones fisiológicas del cuerpo humano, por medio de sensores ubicados en diferentes partes del cuerpo. En las WBAN se identifican dos tipos de nodos: la BCU encargada de recoger toda la información proveniente de los sensores e informar al usuario a través de un enlace externo, tal como un reloj o una plataforma web; y los sensores o BSU que son los dispositivos que se encargan de recibir, procesar y transmitir las señales provenientes del cuerpo humano.

También cabe resaltar que una pico-red se caracteriza por la interconexión de máximo 8 dispositivos Bluetooth, en la que un nodo maestro se encarga de la regulación del tráfico de la red y los demás nodos son esclavos.

Uniendo estos dos conceptos se logra definir el modelo básico de la Pico-red Prototipo, en donde la BCU corresponde al maestro y las BSU corresponden a los esclavos.

La Pico-red Prototipo está diseñada especialmente para pacientes con enfermedades crónicas que requieren un constante monitoreo de signos vitales, para así evitar traslados del paciente o del personal médico a un centro médico o a la casa del paciente respectivamente. Las funciones fisiológicas básicas permiten identificar cambios en la salud de una persona. Es por esta razón que la Pico-red Prototipo realiza un monitoreo de algunos signos vitales del cuerpo humano, a través de los siguientes sensores: temperatura corporal, Presión Arterial (PA) y ritmo o frecuencia cardíaca.

Finalmente, es necesario que la información tomada por los sensores sea visualizada tanto por el paciente como el personal médico. La Pico-red Prototipo incluye un reloj de visualización, en donde por medio de una pantalla se despliegan las mediciones obtenidas por los sensores. Adicionalmente, por medio de una conexión a Internet en la BCU, esta información es subida a una plataforma web, permitiendo al personal médico visualizar y monitorear el estado de salud del paciente remotamente y en tiempo real.

En la Figura 2.2 se observa el modelo completo de la Pico-red Prototipo, en donde se especifican los sensores médicos, el reloj de visualización y la conexión a Internet con la plataforma web.

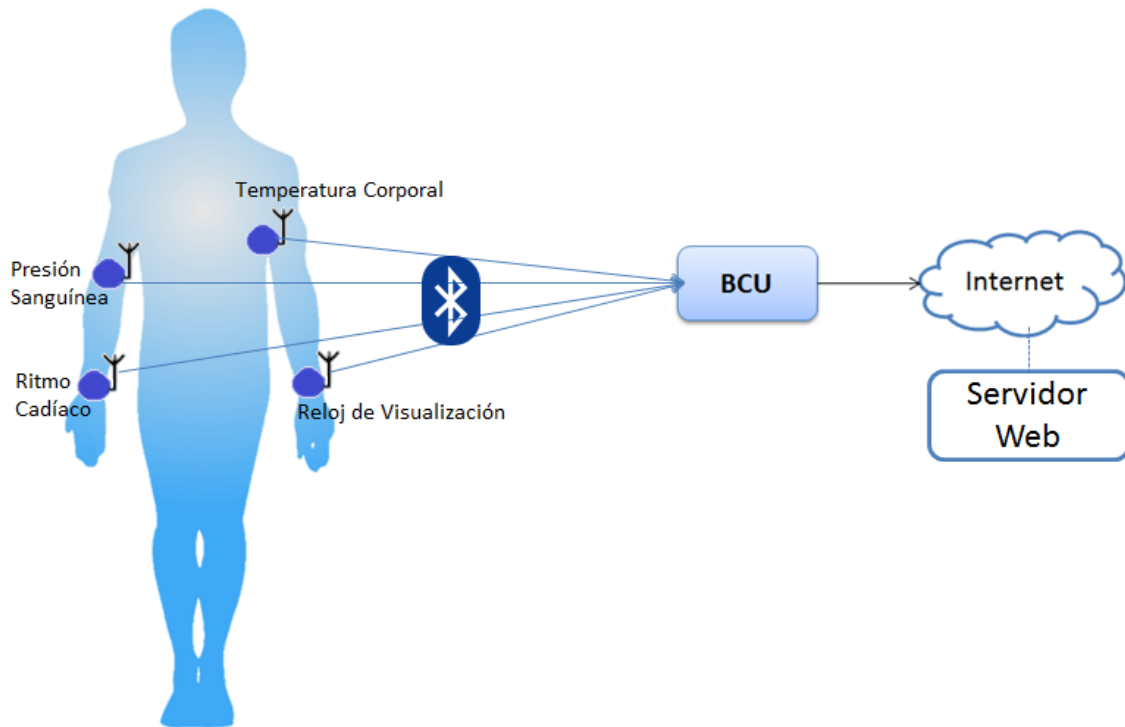


Figura 2.2. Modelo de la Pico-red Prototipo.

2.2.2.2. Dispositivos sensores

La Pico-red Prototipo tiene sensores o BSU para el monitoreo de: PA, frecuencia cardíaca y temperatura corporal. A continuación se listan los posibles dispositivos sensores compatibles con el sistema.

A través de la Interfaz de Programación de Aplicación (API, *Application Programming Interface*), los fabricantes de los dispositivos sensores brindan la información de diseño del dispositivo, en donde principalmente se especifica el formato de transmisión de la información, necesario para la correcta recepción de esta en la BCU. La API es el criterio fundamental para la selección de los dispositivos compatibles con el prototipo.

Adicionalmente se tienen en cuenta otros parámetros de selección como versión y clase de Bluetooth, el perfil soportado, disponibilidad y según el caso, la duración de la batería.

I. Sensor de presión arterial

El sensor de presión arterial, es un sensor diseñado para medir la PA sistólica y diastólica, utilizando la técnica oscilométrica. Los posibles sensores y monitores de presión arterial compatibles con el diseño de la Pico-red Prototipo, se muestran en la Tabla 2.1.



Sensor de presión	Bluetooth (Versión)	Clase Bluetooth	Perfil Soportado	Referencia API	Disponibilidad en el Mercado
A&D Medical UA-767PBT-C	SI (2.1)	1	SPP ⁴ /HDP ⁵	NO	SI
OMRON BP792IT	SI (2.1)	2	SPP/HDP	NO	SI
Bluetooth Zephyr HPL-108	SI	No específica	No específica	SI	NO
Kodea V2.0	NO	No aplica	No aplica	SI	SI

Tabla 2.1. Sensores de presión arterial.

Los dos primeros sensores mostrados en la Tabla 2.1 son certificados por *Continua Health Alliance*⁶ y tienen integrada una interfaz Bluetooth para la comunicación inalámbrica, compatible con el Perfil de Puerto Serial (SPP, *Serial Port Profile*) y el Perfil de Dispositivos Médicos (HDP, *Health Device Profile*). Como desventaja estos dispositivos no cuentan con la referencia API.

El dispositivo *Bluetooth Zephyr HPL-108* dado que ya no se encuentra en el mercado fue descartado de inmediato.

El sensor *Kodea v2.0*, aunque no posee comunicación Bluetooth, brinda una interfaz serial por medio de la conexión Bus Serial Universal (USB, *Universal Serial Bus*) para la transmisión de la información, por lo que es viable adaptar un transmisor inalámbrico compatible, considerando además que el fabricante brinda la referencia API.

II. Sensor de ritmo o frecuencia cardíaca

El sensor de ritmo o frecuencia cardíaca mide el número de contracciones del corazón o pulsaciones por minuto (ppm). En la Tabla 2.2 se muestran los posibles sensores de frecuencia cardíaca compatibles con el sistema.

⁴ Define los protocolos y procedimientos que pueden ser usados por dispositivos que usan *Bluetooth*, para simular una comunicación serial [70].

⁵ Es un perfil que define los requisitos para la implementación de dispositivos *Bluetooth* en el cuidado de la salud [71].

⁶ Es una organización sin ánimo de lucro, en donde las empresas de salud y tecnología se unen en colaboración para mejorar la calidad del cuidado de la salud personal. Como objetivo principal, buscan establecer un sistema de soluciones de *e-health* interoperables que fomente la independencia y permite a las personas y organizaciones gestionar la salud y el bienestar.



Sensor de ritmo cardíaco	Bluetooth (Versión)	Clase Bluetooth	Perfil soportado	Referencia API	Duración de la batería
Beet BLU HRM1	SI(4.0)	2	No específica	NO	1 año
Blue HR Wahoo Fitness	SI(4.0)	2	No específica	NO	No específica
Tigra Sport Smart	SI(4.0)	3	No específica	NO	>250 días
Zephyr HxM Bluetooth	SI(2.0)	2	SPP	SI	24hrs
Sensor de Pulso⁷	NO	No aplica	No aplica	No aplica	No aplica

Tabla 2.2. Sensores de ritmo o frecuencia cardíaca.

Los tres primeros sensores mostrados en la Tabla 2.2, tienen interfaces *Bluetooth* integradas, resaltando que son compatibles con la versión 4.0 *Bluetooth Low Energy*, por lo cual tienen gran eficiencia respecto a la duración de la batería. Como desventaja no se especifica la referencia API, además de no definir el perfil soportado, por lo que no se puede asegurar la compatibilidad con el funcionamiento de la Pico-red Prototipo.

El dispositivo *Zephyr HxM Bluetooth*, posee las características necesarias para garantizar la compatibilidad con el sistema, como lo son: módulo *Bluetooth* integrado, compatible con el perfil SPP y referencia API. Como desventaja se tiene que para este dispositivo no se pueden controlar los tiempos de transmisión, lo que provocaría traslapes de información con las demás BSU del sistema.

Como última opción se tiene el Sensor de Pulso. Este dispositivo, haciendo uso de un microcontrolador obtiene la medida del pulso o ritmo cardíaco. Así mismo a través del microcontrolador se puede adaptar la comunicación inalámbrica y diseñar una trama de comunicación propia, compatible con el sistema.

III. Sensor de temperatura corporal

En la Tabla 2.3 se muestran los posibles sensores de temperatura compatibles con el sistema. Los dos primeros, a pesar de tener interfaces *Bluetooth* integradas, tienen como desventaja que la API es propietaria. Para el dispositivo *ForaCare IR20b* no se especifica el perfil soportado, por lo que no se puede garantizar la compatibilidad de este dispositivo con el sistema.

Los siguientes dos sensores no tienen habilitadas interfaces inalámbricas, pero si transmisión serial. El dispositivo *ForaCare IR20c* dispone de un software de gestión propietario y por lo tanto la API no es accesible.

⁷ Es un dispositivo de hardware abierto (*open hardware*), disponible en: "<https://www.kickstarter.com/projects/1342192419/pulse-sensor-an-open-source-heart-rate-sensor-that>"



Finalmente el sensor de temperatura de *Lilypad*, es un dispositivo, que a través de un microcontrolador y un módulo *Bluetooth* integrado puede recibir, procesar y retransmitir a la BCU la medición de la temperatura corporal, además es posible diseñar una trama de transmisión compatible con el funcionamiento de la Pico-red Prototipo.

Sensor de temperatura	Bluetooth (Versión)	Clase Bluetooth	Perfil Soportado	Referencia API	Duración de la batería
Digital Wireless Bluetooth Thermometer	SI (2.1)	2	SPP	NO	48hrs
ForaCare IR20b	SI	No específica	No específica	NO	No específica
ForaCare IR20c	NO	No aplica	No aplica	NO	No específica
Lilypad Sensor	NO	No aplica	No aplica	No aplica	No aplica

Tabla 2.3. Sensores de temperatura corporal.

2.2.2.3. Unidades de procesamiento

Las funciones de las unidades de procesamiento, se pueden dividir en tres grupos:

- En la BCU la unidad de procesamiento se encarga de establecer un canal de comunicación inalámbrico con cada BSU a través del módulo *Bluetooth* y realizar la recolección de información de los signos vitales. Además debe realizar la conexión con los sistemas de visualización de la información.
- En las BSU cada unidad de procesamiento se encarga de recibir y digitalizar la información de los sensores y luego transmitirla a la BCU a través de un canal de comunicación inalámbrica.
- En el Reloj de visualización, esta unidad tiene la tarea de recibir y desplegar en pantalla la información adquirida de las BSU.

I. Unidad de procesamiento para la unidad central

En general para la BCU existen dos tipos de sistemas compatibles, *Arduino* y *Raspberry Pi*.

Arduino es una plataforma de electrónica abierta para la creación de prototipos basada en software y hardware flexibles haciendo que el desarrollo y las pruebas no sean tan complejas. Las tarjetas de desarrollo de *Arduino* están basadas en un microcontrolador y son programadas haciendo uso de su propio Entorno de Desarrollo Integrado (IDE, *Integrated Development Environment*), *Arduino IDE* [40].



La Raspberry Pi es una Ordenador en Placa Reducida (SBC⁸, *Single Board Computer*), basada en un microprocesador y usa sistemas operativos basados en Linux. Como desventaja esta placa tiene pocos pines de Entrada/Salida (I/O, *Input/Output*) y un consumo de 700 mAh [41].

Raspberry Pi está diseñada principalmente para proyectos software debido a su alta capacidad de procesamiento, mientras que *Arduino* se enfatiza en proyectos hardware, gracias a su alta gama de pines de I/O. Adicionalmente Raspberry Pi tiene un mayor consumo de energía lo cual no sería eficiente para la Pico-red Prototipo. Son por estas razones que *Arduino* es ideal para el adecuado funcionamiento del sistema.

La tarjeta de desarrollo Arduino Mega 2560 está basada en el microcontrolador ATmega2560. Cuenta con 54 entradas/salidas digitales, 16 entradas analógicas, 4 Transmisor – Receptor Asíncrono Universal (UART, *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*), un oscilador de cristal de 16 MHz, operación a 5 V, entre otras. En cuanto al consumo energético, es de 40 mAh por cada I/O haciendo que la BCU de la Pico-red este activa un mayor periodo de tiempo, en caso de usar una batería [40].

II. Unidad de procesamiento para los sensores y reloj de visualización

En caso de usar una BSU que requiera de una unidad de procesamiento basada en un microcontrolador, para poder procesar y digitalizar la información de los sensores, en la Tabla 2.4 se muestran las opciones compatibles para el funcionamiento de los dispositivos sensores y que de igual manera podrían ser usadas para el reloj de visualización.

Unidad de procesamiento BSU	Microcontrolador	Voltaje de Operación	Velocidad del Reloj	Modo de programación
Arduino Micro	ATmega32u4	5 V	16 MHz	Micro USB
Arduino Nano	ATmega328	5 V	16 MHz	Micro USB
Arduino Pro Mini	ATmega168	3.3 V	8 MHz	Adaptador USB Externo
Lilypad Main Board	ATmega328	3.3 V	16 MHz	Adaptador USB Externo

Tabla 2.4. Unidades de procesamiento para los dispositivos sensores.

Es ideal que el voltaje de operación sea bajo, para que la unidad de procesamiento utilice baterías de tamaño reducido. Así mismo la velocidad de reloj no debe ser muy alta, pues a mayor frecuencia de trabajo se requiere de una mayor potencia, lo cual no es óptimo para las BSU.

⁸ El diseño se centra en un sólo microprocesador con memoria, entradas y salidas y todas las demás características de un computador funcional en una sola tarjeta que suele ser de tamaño reducido.



La *Arduino Pro Mini* es una pequeña placa basada en un microcontrolador que opera a 3.3V y tiene una velocidad de reloj de 8 Mhz, logrando obtener un menor consumo, y por lo tanto prolonga la duración de la batería.

La *Arduino Lilypad Main Board* opera a 3.3V y tiene una velocidad de reloj de 16 Mhz y está diseñada especialmente para prendas y Textiles Electrónicos (e-textiles⁹, *Electronic Textile*).

2.2.2.4. Módulos de comunicación inalámbrica

Los módulos de comunicación inalámbrica son de vital importancia para la comunicación entre las BSU y la BCU de la pico-red. A través de estos, se intercambia la información necesaria para el correcto funcionamiento del sistema. A continuación se presenta una tabla de comparación de diferentes módulos *Bluetooth* que podrían ser usados en la implementación del sistema.

Módulo Bluetooth	Versión	Clase	Perfil soportado	Interfaz	Modo de operación	Conexiones Simultáneas
connectBlue OBS421	4.0 Smart ready	1	SPP, DUN, PAN	UART ¹⁰	Maestro/esclavo	7 clásicos ó 3 Low Energy
connectBlue OLP425	4.0 Smart	2	Implementado por el cliente	SPI ¹¹ , UART	Maestro/esclavo	1
Bluegiga BLE112	4.0 Smart	2	Implementado por el cliente	UART, USB	Maestro/esclavo	1
Blueradios BR-LE4.0-D2A	4.0 Smart ready	1	SPP	SPI, UART	Maestro/esclavo	No especifica
Roving Networks RN-42	2.0	2	SPP, DUN	UART, USB	Maestro/esclavo	1
Roving Networks RN-41	2.1	1	SPP, DUN	UART, USB	Maestro/esclavo	1
HC-05	2.0	2	SPP	UART, USB	Maestro/esclavo	1

Tabla 2.5. Módulos de comunicación Bluetooth.

El módulo OBS421 es un dispositivo robusto con la tecnología *Bluetooth Smart Ready* que permite conexiones simultáneas con cualquier versión de *Bluetooth*, al igual que el módulo BR-LE4.0-D2A. Sin embargo a diferencia del módulo de *Blueradios*, el *Bluetooth* OBS421 posee una característica llamada *Wireless Multidrop*. Esta característica permite que los datos enviados al módulo *Bluetooth* OBS421 a través de su interfaz serie, se

⁹ Son telas hechas de hilos que permiten transportar componentes electrónicos [69].

¹⁰ Es un elemento hardware que permite realizar conversiones de serie a paralelo de los datos recibidos desde un periférico y de paralelo a serie de datos recibidos desde una unidad de procesamiento [75].

¹¹ Interfaz Periférica Serial (SPI, *Serial Peripheral Interface*), es un estándar de comunicaciones, usado principalmente para la transferencia de información regulada por reloj entre circuitos integrados [72].

retransmitan a todos los dispositivos conectados y la información enviada por cualquier dispositivo sea recibida por el módulo *Bluetooth* OBS421 y retransmitida a su interfaz serie en el orden en el que se recibieron [42].

Los módulos OLP425 y BLE112 cuentan con la tecnología *Bluetooth Smart*, diseñada únicamente para permitir conexiones con un dispositivo *Bluetooth Smart Ready* [43]. Esta tecnología tiene una excelente eficiencia energética para reducir el consumo de cualquier aplicación que se lleve a cabo.

Los módulos RN-42, RN-41 y HC-05 son módulos *Bluetooth* clásicos, muy utilizados para realizar conexiones seriales simples y además son de bajo costo (Aproximadamente 20 USD).

Todos los módulos expuestos en la Tabla 2.5 son compatibles con el SPP. Este perfil emula un cable serial a través de la interfaz inalámbrica. Los dispositivos cuentan además con interfaz física de comunicación UART que permite realizar una comunicación serial cableada con el dispositivo.

2.2.3. Implementación

La Figura 2.3 describe el modelo de despliegue de la Pico-red Prototipo, en donde se especifican todos los dispositivos que van a ser implementados con cada uno de sus componentes. Las conexiones inalámbricas entre las BSU y la BCU se realizan mediante conexiones punto a multipunto usando la tecnología *Bluetooth*, al igual que la conexión entre el Reloj de Visualización y la unidad central. Para ambas conexiones se definieron formatos de trama de comunicación.

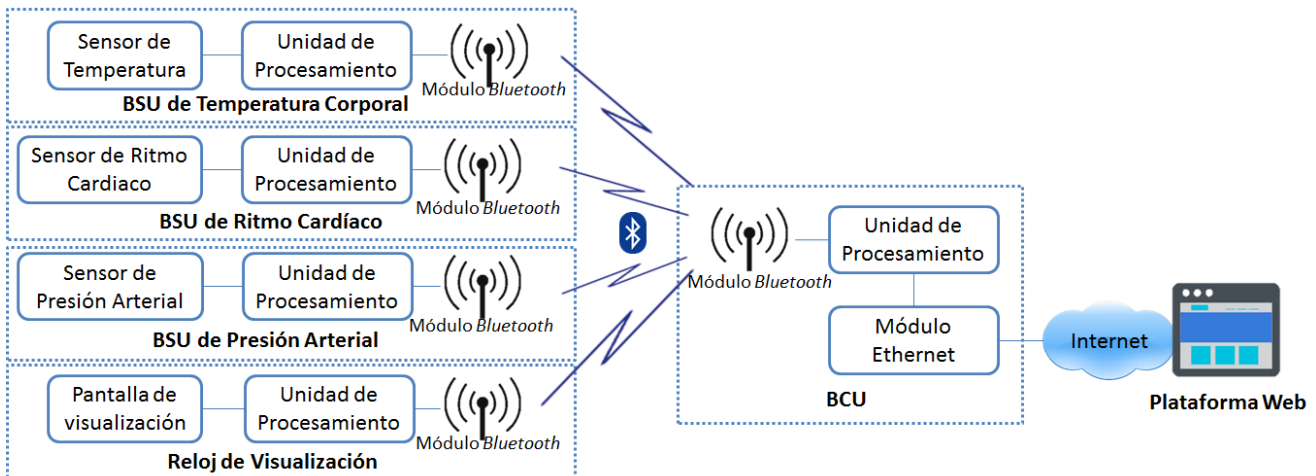


Figura 2.3. Modelo de despliegue de la Pico-red Prototipo

A continuación se presenta el proceso de implementación de los nodos que componen la Pico-red Prototipo.

2.2.3.1. Formatos de Trama de Comunicación

Para llevar a cabo una correcta implementación de la Pico-red Prototipo que permita garantizar una transmisión confiable de la información entre los nodos del sistema, se establecieron dos formatos de tramas de comunicación.

La primer trama de comunicación corresponde a la transmisión de información de una BSU hacia la BCU. En la Figura 2.4, se muestra este formato de trama.

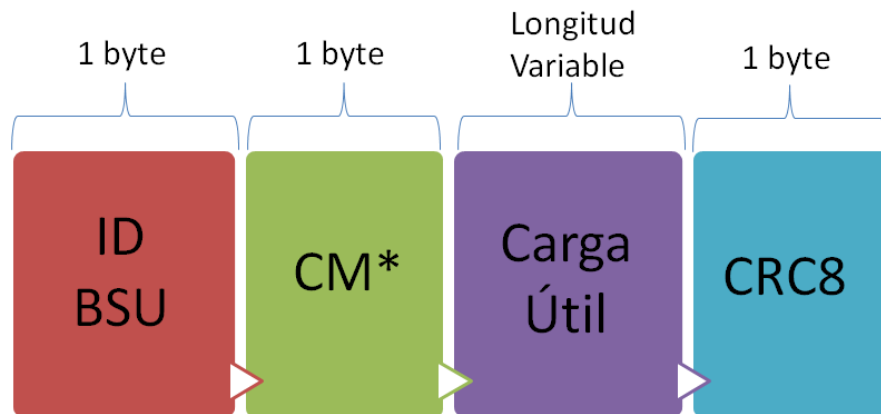


Figura 2.4. Trama de BSU a BCU.
*CM: Categorización de la Medida

El primer byte, Identificador (ID) BSU, es un indicador que le permite a la BCU verificar cual fue la BSU que originó la trama de información recibida, para poder procesarla de manera adecuada.

El segundo campo, CM, de tamaño 1 byte, contiene la información de clasificación de la medida recibida.

El tercer campo de trama, corresponde a la Carga Útil, de longitud variable de acuerdo al tipo de nodo sensor. Es en este campo en donde se transmite la información captada por la BSU.

Finalmente se encuentra el campo de Comprobación de Redundancia Cíclica (CRC, *Cyclic Redundancy Check*), de tamaño 1 byte, que permite garantizar que la información recibida no fue corrompida en el medio de transmisión. En este caso se utiliza CRC8¹².

Es de resaltar que para que una BSU transmita su información cumpliendo el formato de trama de la Figura 2.4, primero debe recibir un ID de 1 byte enviado por la BCU, que indica el turno de transmisión de datos de cada BSU, para así realizar la sincronización correspondiente y evitar posibles colisiones de información.

¹² Código basado en el residuo de una división de polinomios. Recibe un flujo de datos de cualquier longitud como entrada y devuelve un valor de longitud fija. En este caso se usa un polinomio generador de grado 8.

En la Figura 2.5 se muestra la segunda trama de comunicación, correspondiente a la transmisión de la información de la BCU al reloj de visualización.

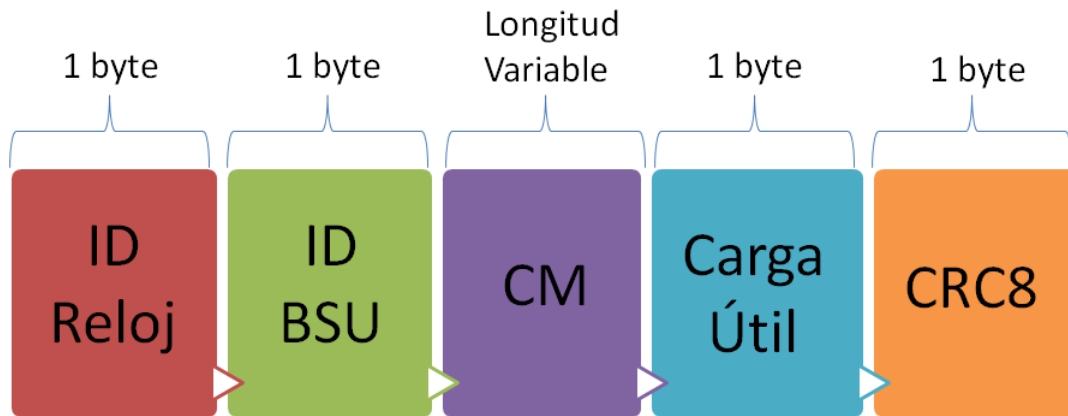


Figura 2.5. Trama de BCU al reloj de visualización.

El primer campo, ID Reloj, de tamaño 1 byte, le permite al reloj detectar cuando la información recibida está dirigida a él, debido a que el canal de transmisión de la información es compartido.

El campo ID BSU, de tamaño 1 byte, indica a cual nodo sensor corresponde la información contenida en la trama, para ser visualizada correctamente en pantalla.

El campo CM, le permite al sistema de visualización clasificar las mediciones de acuerdo al tipo de información recibida.

En la Carga Útil se encuentra la información captada por el nodo sensor y que se desea visualizar.

Finalmente, también se hace necesario añadir un campo de CRC, para garantizar la integridad de la información en el medio de transmisión.

2.2.3.2. Unidad central, dispositivos sensores y reloj de visualización

I. Unidad Central

La unidad de procesamiento seleccionada para la BCU fue la Arduino Mega 2560, principalmente por su bajo consumo de energía y su variedad de pines de I/O en comparación con la *Raspberry Pi*. Adicionalmente se cuenta con una mayor experiencia en el lenguaje de programación utilizado por *Arduino*. En la Figura 2.6 se muestra la placa de Arduino a utilizar.

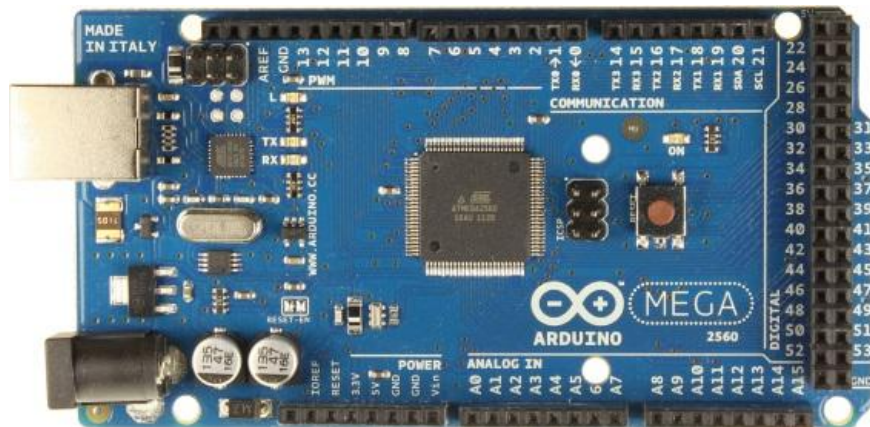


Figura 2.6. Unidad de procesamiento de la BCU. Arduino Mega 2560 [40].

El módulo Bluetooth para la comunicación inalámbrica seleccionado fue el OBS421. La principal característica de selección fue su conexión punto-multipunto, tanto con módulos *Bluetooth* clásicos y módulos *Bluetooth* 4.0, lo que lo hace altamente interoperable. En la Figura 2.7 se observa el módulo *Bluetooth* seleccionado.



Figura 2.7. Módulo *Bluetooth* de la BCU. OBS421 [42].

Este módulo cuenta con la tecnología *Wireless Multidrop* que permite enviar información simultánea a los dispositivos conectados a este, facilitando el uso del protocolo de sondeo (*polling*) como control de acceso al medio, tal como se observa en la Figura 2.8. Adicionalmente permite conectarse simultáneamente hasta con un máximo de 7 dispositivos Bluetooth, lo que es suficiente para la Pico-red Prototipo, dando la escalabilidad de adicionar 3 nuevas BSU, teniendo en cuenta que el sistema ya cuenta con 3 establecidas (presión arterial, temperatura corporal, ritmo cardíaco) y el reloj de visualización.

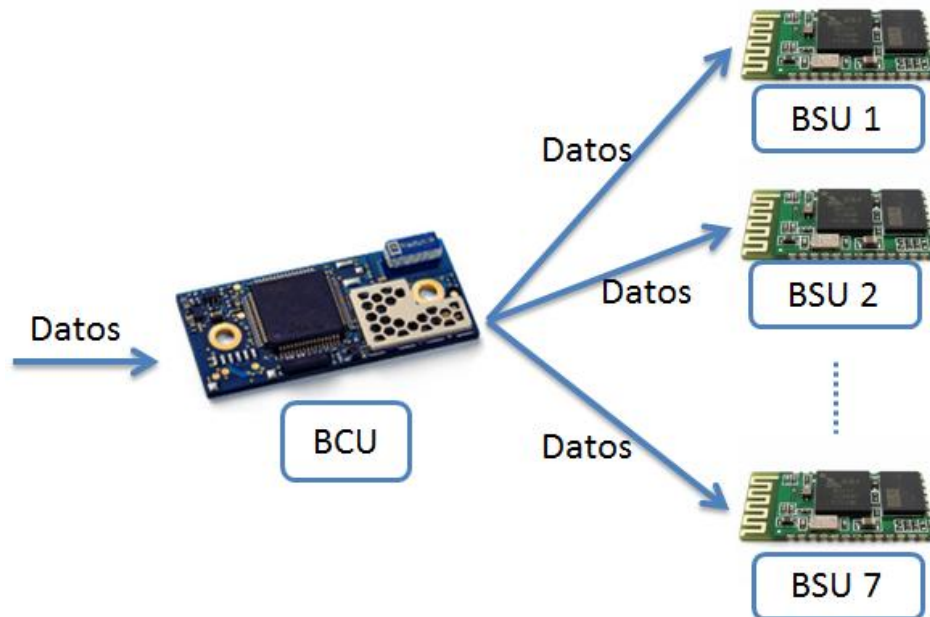


Figura 2.8. Tecnología *Wireless Multidrop*.

Para la conexión de la Pico-red prototipo con la plataforma web, se hizo necesario utilizar un módulo *Ethernet* para Arduino (Figura 2.9). Este módulo conecta la BCU a Internet haciendo uso de un cable Ethernet a una velocidad de 10/100 Mbps. Arduino cuenta con una librería especial para el control de este módulo, la cual puede ser modificada según las necesidades del sistema.

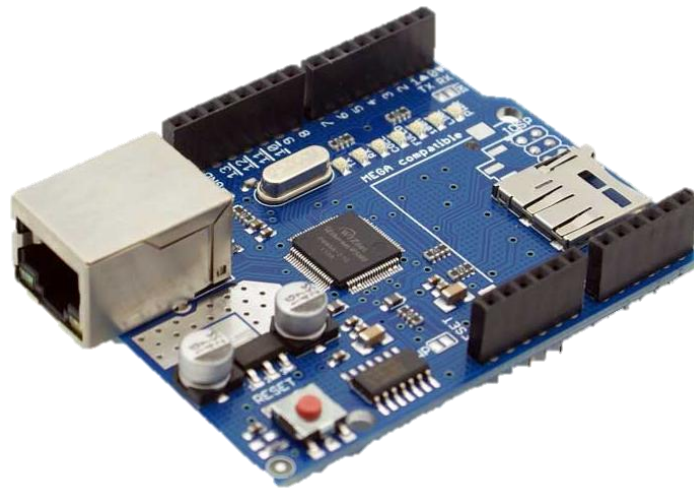


Figura 2.9. Módulo Ethernet para conexión con la plataforma web.

Teniendo en cuenta los elementos seleccionados para la BCU, en la Figura 2.10 se muestra el diagrama circuital para la conexión de estos elementos.

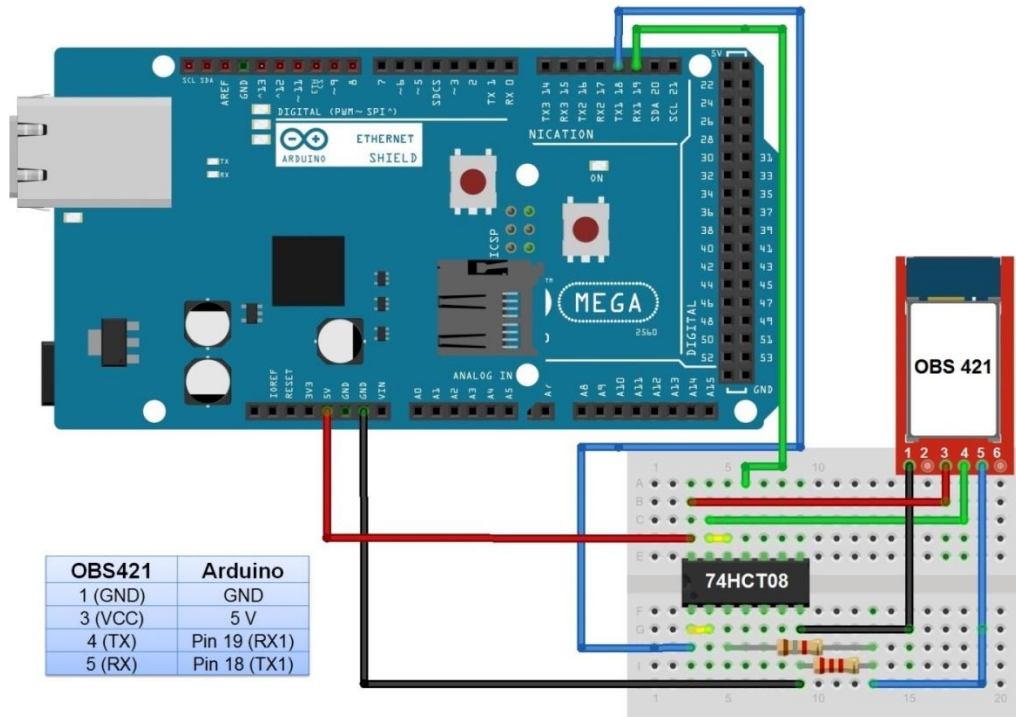


Figura 2.10. Diagrama circuital de la BCU.

El circuito integrado 74HCT08 está compuesto por compuertas *AND* que permiten adaptar los niveles lógicos de la transmisión serial entre el módulo *Bluetooth* OBS421 y la tarjeta *Arduino*. Siendo la conversión de 3,3V a 5V respectivamente. En la Figura 2.11, se observa la conexión que se debe realizar para la adaptación de niveles lógicos.

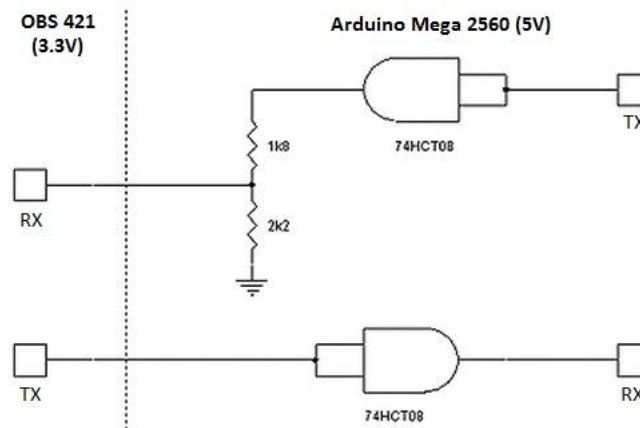


Figura 2.11. Interfaz lógica entre OBS 421 y *Arduino Mega 2560* [44].

A partir de los elementos descritos anteriormente, en la Figura 2.12, se muestra la BCU con todos sus componentes. Finalmente en la Figura 2.13 se presenta la BCU implementada.

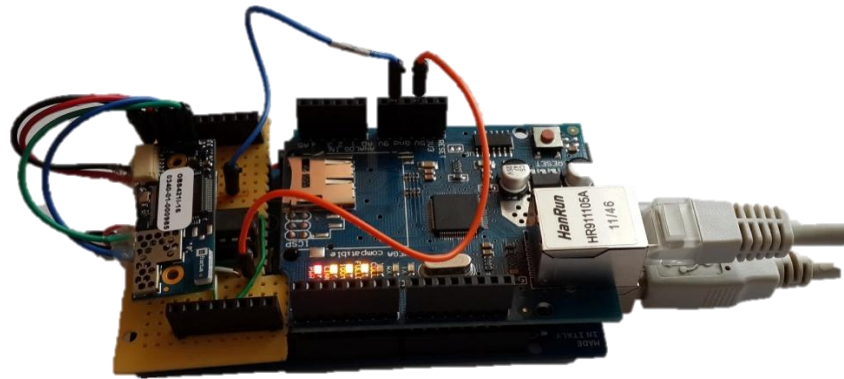


Figura 2.12. Componentes de la BCU.



Figura 2.13. BCU implementada.

II. Sensor de Presión Arterial

Como sensor de presión arterial se seleccionó el dispositivo Kodea v2.0 (Figura 2.14), principalmente porque el fabricante brinda la referencia API, que permite identificar la forma en que este dispositivo transmite la información.



Figura 2.14. Sensor de Presión Arterial. Kodea v2.0.

Aunque este dispositivo no posee comunicación *Bluetooth* integrada, brinda una interfaz serial por medio de un conector USB para la transmisión de la información, por lo que se le adaptó un módulo externo que permite el intercambio inalámbrico de información con la BCU.

La unidad de procesamiento seleccionada para este nodo y las demás BSU (excepto el sensor de temperatura corporal) fue la *Arduino Pro Mini* de 3.3V a 8Mhz, que gracias a su bajo consumo de energía por procesamiento hace que la batería tenga una duración prolongada. Además su tamaño reducido la hace ideal para adaptarse fácilmente a las BSU. En la Figura 2.15 se observa la tarjeta *Arduino* utilizada.

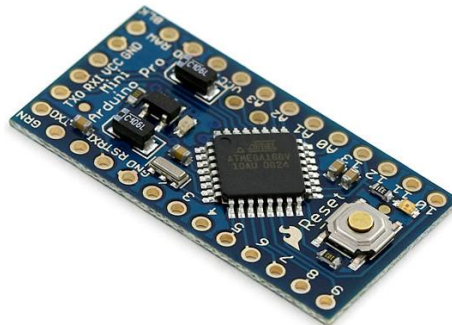


Figura 2.15. Unidad de procesamiento para las BSU. *Arduino Pro Mini* [45].

El módulo *Bluetooth* seleccionado para esta unidad y las demás BSU del sistema fue el HC-05. Este dispositivo cuenta con las características suficientes para el correcto funcionamiento de la Pico-red Prototipo, además de que es de bajo costo. En la Figura 2.16 se observa el módulo seleccionado.

Cabe resaltar que el módulo *Bluetooth* seleccionado para las BSU es de clase 2 y a pesar de que la BCU utiliza un módulo *Bluetooth* clase 1, se espera que el alcance máximo alcanzado entre la BCU y las BSU sea de aproximadamente 10 metros.

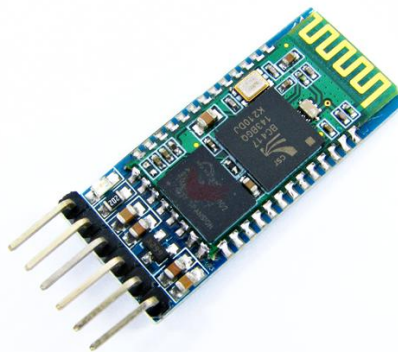


Figura 2.16. Módulo *Bluetooth* para las BSU. HC-05.

Teniendo en cuenta los dispositivos seleccionados para la BSU del sensor de PA, en la Figura 2.17 se detalla el diagrama circuital para la conexión de estos elementos.

Las BSU y el reloj de visualización de la Pico-red prototipo utilizan una batería de polímeros de litio de 3.7V y 850mAh para su funcionamiento.

En la Figura 2.18 se muestran las versiones desarrolladas para la BSU del sensor de presión. La versión 2 corresponde al prototipo final, en el que los dispositivos fueron soldados sobre una placa PCB diseñada previamente.

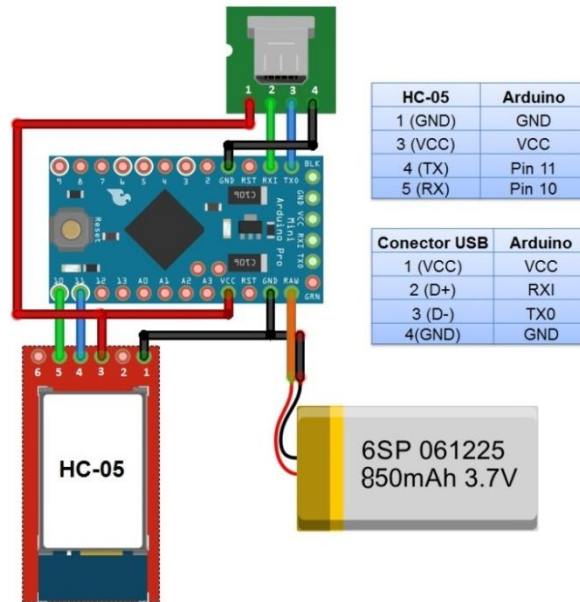


Figura 2.17. Diagrama circuital del sensor de PA.

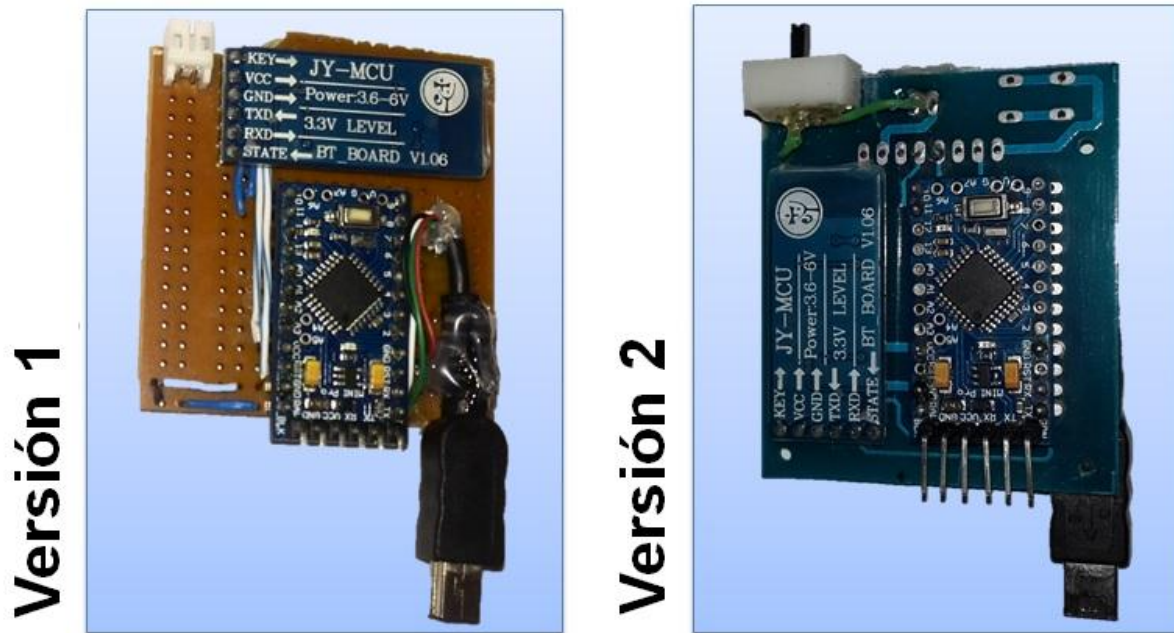


Figura 2.18. Versiones de la BSU del sensor de PA.

Para dar soporte y proteger los componentes electrónicos de la BSU del sensor de PA se diseñó y se implementó la carcasa mostrada en la Figura 2.19. Finalmente en la Figura 2.20 se presenta el sensor de PA con todos sus componentes.

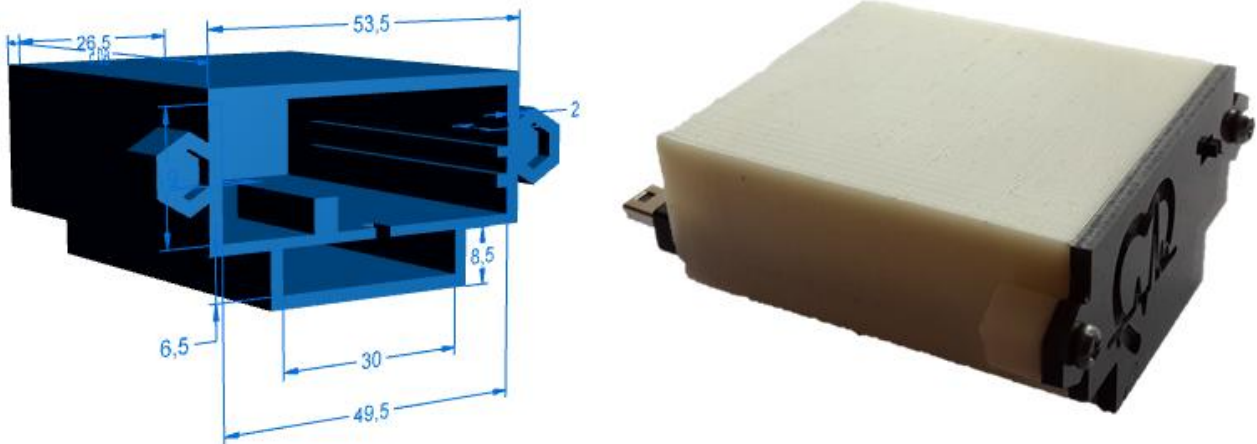


Figura 2.19. Carcasa de la BSU del sensor de PA.



Figura 2.20. Sensor de PA.

III. Sensor de Temperatura Corporal

El sensor de temperatura corporal seleccionado fue el sensor de temperatura de *Lilypad*, mostrado en la Figura 2.21. Este sensor tiene integrado el chip MCP9700, que soporta un rango de mediciones desde 0°C a 70°C. Este sensor está especificado para aplicaciones médicas, específicamente para termómetros digitales [46].

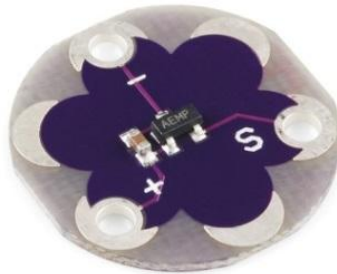


Figura 2.21. Sensor de temperatura de Lilypad.

Se adoptó como unidad de procesamiento una *Arduino Lilypad Main Board*, debido a su fácil integración con *e-textiles* y con el sensor de temperatura seleccionado. El módulo *Bluetooth* usado fue el HC-05, nombrado anteriormente.

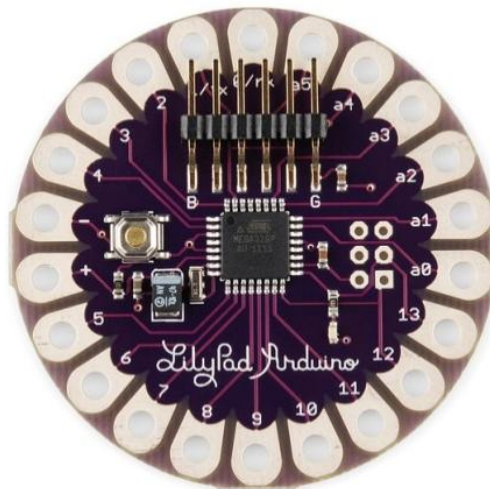


Figura 2.22. Unidad de procesamiento del sensor de temperatura corporal. *Arduino Lilypad Main Board* [47].

Teniendo en cuenta los elementos descritos anteriormente, en la Figura 2.23 se muestra el diagrama circuital para el sensor de temperatura corporal.

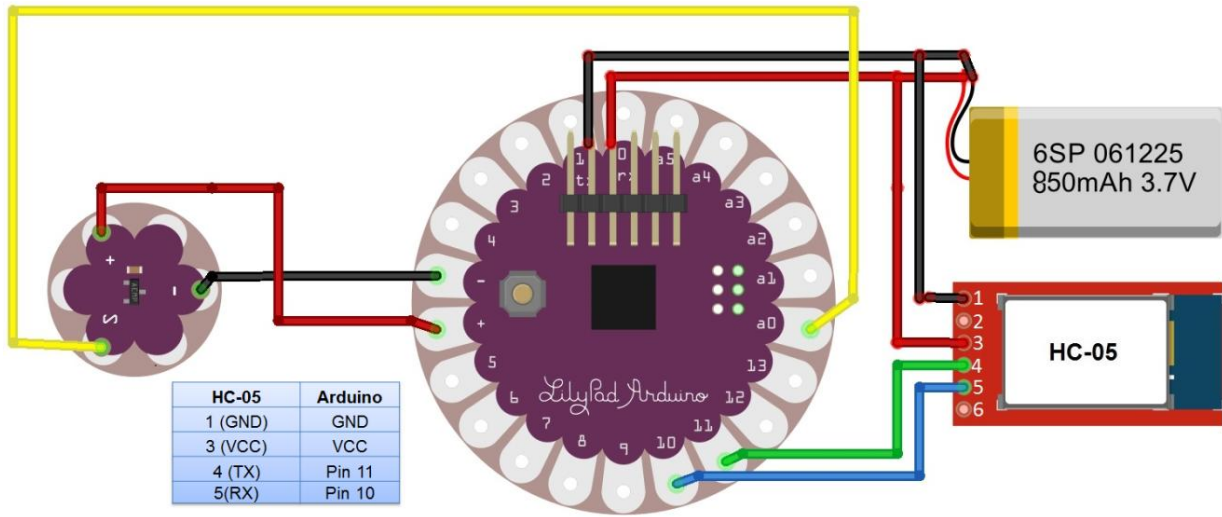
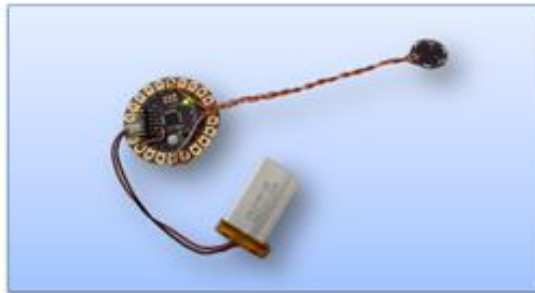


Figura 2.23. Diagrama circuital del sensor de temperatura corporal.

En la Figura 2.24 se presentan las versiones desarrolladas para esta BSU. La primera se utilizó para realizar las pruebas del sistema en un entorno real debido a su facilidad para realizar mediciones. La versión final está enfocada a un paciente que requiere monitoreo constante de la temperatura corporal.

Versión de Pruebas



Versión Final

Figura 2.24. Versiones del sensor de temperatura corporal.

IV. Sensor de Ritmo Cardíaco

El sensor de ritmo o frecuencia cardíaca seleccionado es el mostrado en la Figura 2.25. Este sensor es de *hardware* abierto (*open hardware*) y esencialmente combina un sensor óptico de ritmo cardíaco con circuitería de amplificación y cancelación de ruido, lo que lo hace rápido en obtener medidas confiables.



Figura 2.25. Sensor de Ritmo o frecuencia cardíaca [48].

Para esta BSU se utilizó una *Arduino Pro Mini* como unidad de procesamiento y el módulo *Bluetooth HC-05* descritos anteriormente. En la Figura 2.26 se muestra el diagrama circuital con las conexiones correspondientes de cada uno de los componentes de esta BSU. La versión inicial del sensor de ritmo cardíaco se presenta en la Figura 2.27.

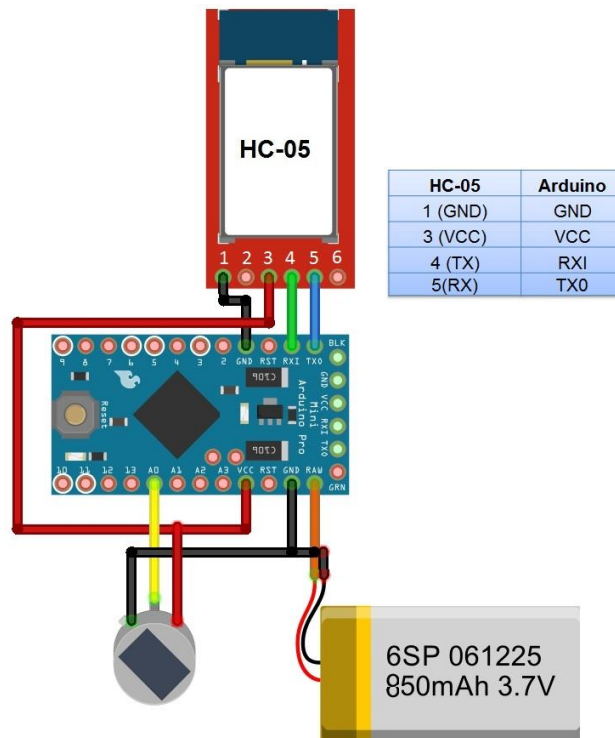


Figura 2.26. Diagrama circuital del sensor de ritmo cardíaco.

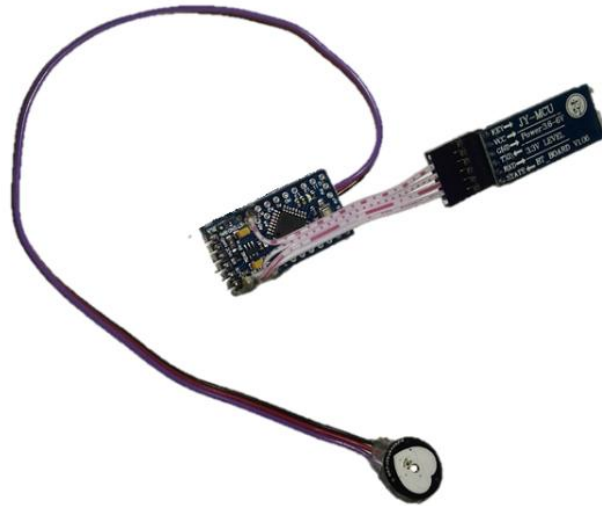


Figura 2.27. Versión inicial del sensor de ritmo cardíaco.

Con el fin de dar soporte y proteger los componentes internos, se diseñó y desarrollo la carcasa que se muestra en la Figura 2.28. Finalmente en la Figura 2.29 se muestra el prototipo final del sensor de ritmo o frecuencia cardíaca.

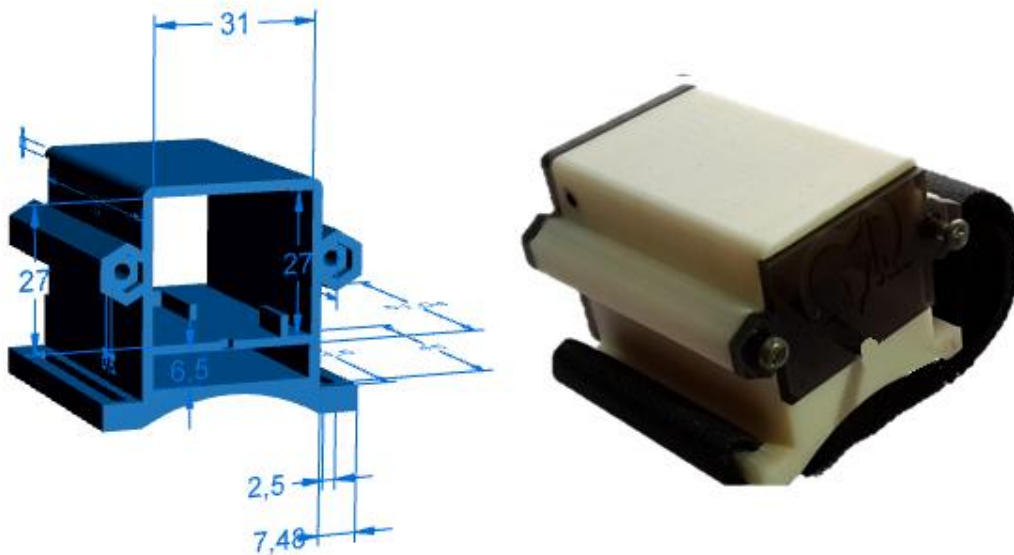


Figura 2.28. Carcasa del sensor de ritmo cardíaco.

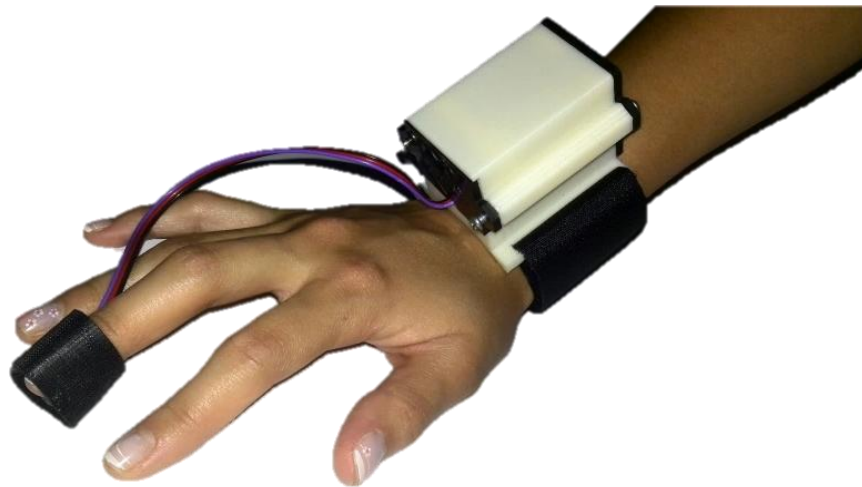


Figura 2.29. Sensor de ritmo cardíaco.

V. Reloj de Visualización

Para la visualización de los signos vitales medidos por la Pico-red Prototipo, se utilizó una Pantalla de Cristal Líquido (LCD, *Liquid Crystal Display*) de un celular Nokia 5110 (Figura 2.30). De igual forma se usó la tarjeta *Arduino Pro Mini* como unidad de procesamiento y el módulo *Bluetooth* HC-05. En la Figura 2.31 se muestra el diagrama detallado de conexiones de los componentes del reloj de visualización.

Adicionalmente el reloj de visualización cuenta con un pulsador que le permite controlar la luz de fondo de la pantalla con el fin de ahorrar batería.



Figura 2.30. Pantalla del reloj de visualización. Nokia LCD 5110.

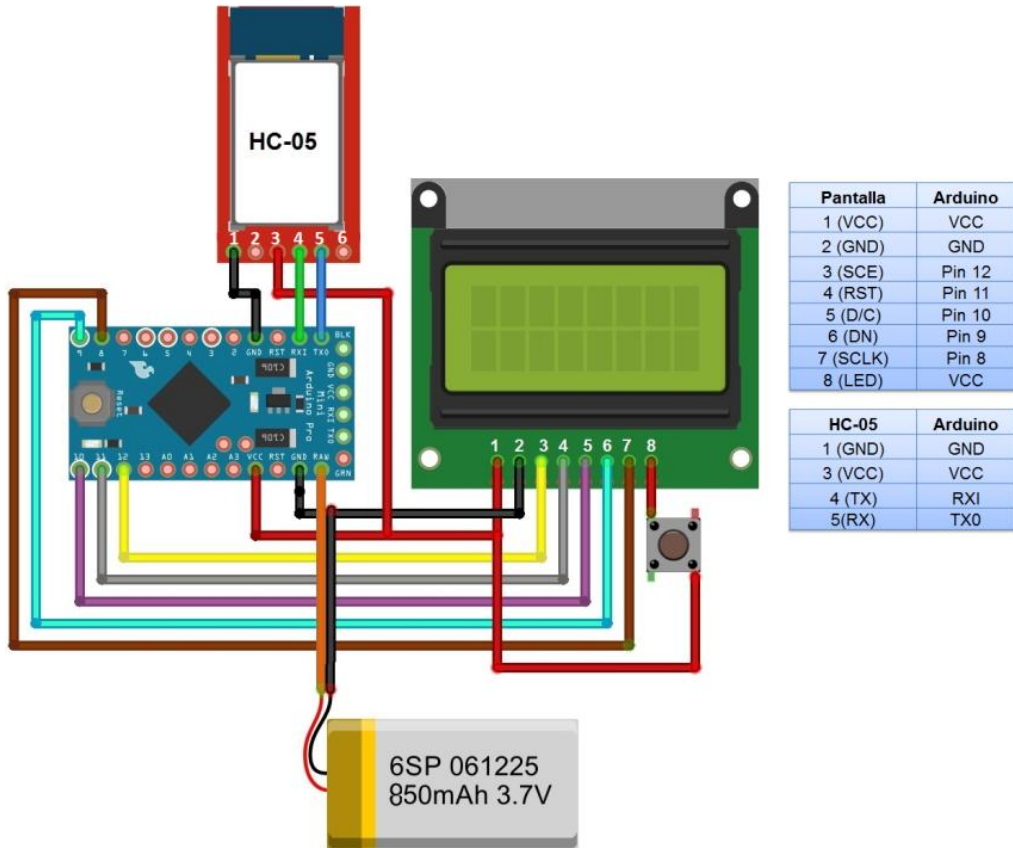


Figura 2.31. Diagrama circuitual de los componentes del reloj de visualización.

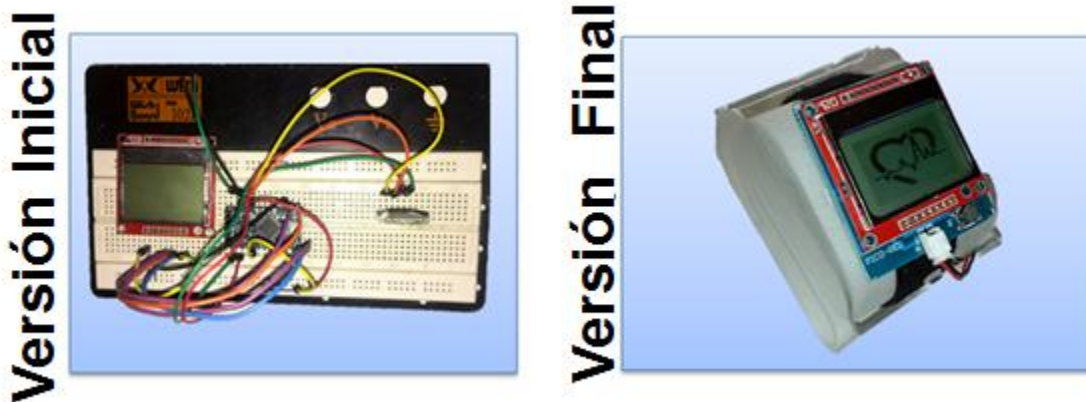


Figura 2.32. Versiones del reloj de visualización.

En la Figura 2.32 se observa la versión inicial y final desarrollada para el reloj de visualización. Finalmente en la Figura 2.33 se muestra la forma de visualización de los signos vitales monitoreados por la Pico-red Prototipo con su respectiva clasificación y gráfica de ritmo cardíaco.

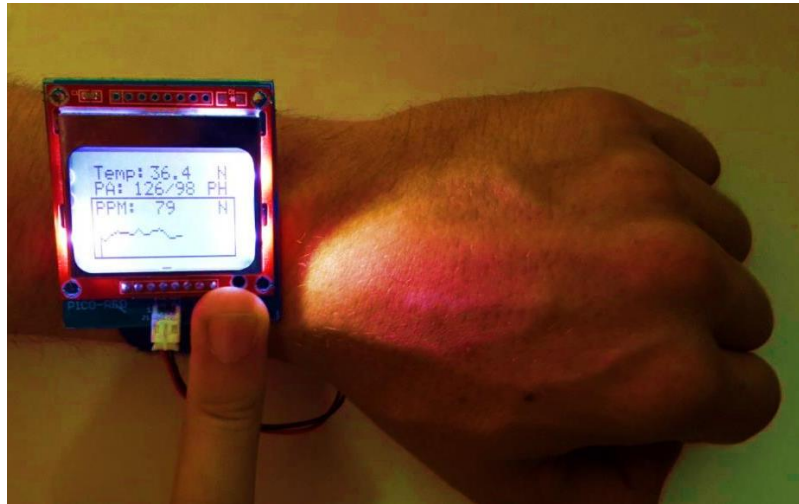


Figura 2.33. Reloj de visualización.

En la Figura 2.34 se muestran los campos desplegados en el reloj de visualización. La clasificación de medición se hace de acuerdo a la Tabla 2.6.



Figura 2.34. Campos en el reloj de visualización.

Clasificación de medidas de las BSU		
Sensor	Clasificación	Significado
Temperatura Corporal	B	Baja
	N	Normal
	A	Alta
Ritmo Cardíaco	B	Bajo
	N	Normal
	A	Alto
Presión Arterial	N	Normal
	PH	Pre Hipertensión
	H1	Hipertensión de estado 1
	H2	Hipertensión de estado 2

Tabla 2.6. Clasificación de mediciones de las BSU.

Cuando la BCU pierde conexión con alguna BSU, el reloj muestra el mensaje “Conect...”. Si la que pierde conexión es la BCU, el reloj muestra el mensaje “BCU DESCONECTADA”, tal como se muestra en la Figura 2.35.



Figura 2.35. Mensajes del reloj de visualización.

En la Tabla 2.7 se presenta un resumen de los componentes utilizados en la implementación de los dispositivos de la Pico-red Prototipo.

Resumen de los componentes seleccionados para los nodos de la Pico-red Prototipo			
BSU de Presión Arterial	Dispositivo de PA* Kodea v2.0	BCU	Arduino Mega 2560
	Arduino Pro Mini		BluetoothOBS421
	Bluetooth HC-05		Módulo Ethernet
BSU de Temperatura Corporal	Sensor de temperatura de Lilypad	BSU de Ritmo Cardíaco	Sensor de pulso
	Arduino Lilypad MainBoard		Arduino Pro Mini
	Bluetooth HC-05		Bluetooth HC-05
		Reloj de Visualización	Arduino Pro Mini
			Bluetooth HC-05
			Pantalla Nokia 5110

Tabla 2.7. Componentes utilizados para la implementación del sistema de monitoreo.

2.2.3.3. Operación de la Pico-red Prototipo

Para la correcta operación de la Pico-red Prototipo se estableció como método de acceso al medio el protocolo de Sondeo (*Polling*). Este método permite realizar una transmisión programada a través de mensajes de sondeo, evitando así cualquier probabilidad de contienda entre las BSU.

Con el fin de establecer la conexión inalámbrica entre el nodo central y las BSU, en primer lugar, el módulo *Bluetooth* de la BCU tiene que ser configurado como maestro. Basado en la técnica de sondeo, la BCU se conecta simultáneamente con cada BSU de manera que

estos puedan transmitir su información. La BCU establece el orden en el que cada nodo sensor inicia la transmisión, usando el parámetro ID que identifica a cada nodo sensor.

Para iniciar un ciclo de recolección de información, la BCU envía un ID, el cual es recibido por todos los nodos conectados a la pico-red, tal como se muestra en la Figura 2.36.

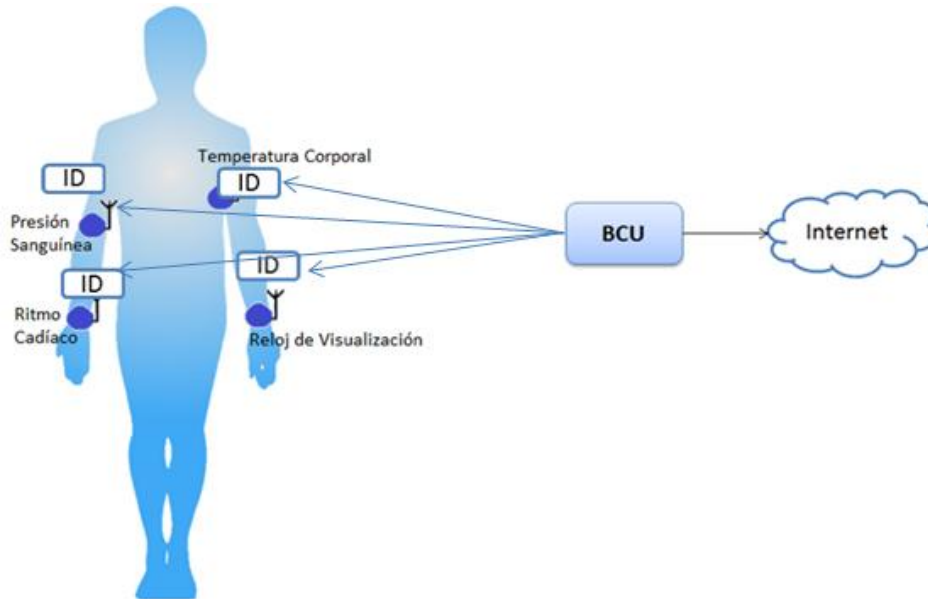


Figura 2.36. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 1.

Sin embargo solo la BSU identificada con dicho ID, puede transmitir la información monitoreada por su sensor. Este proceso se muestra en la Figura 2.37.

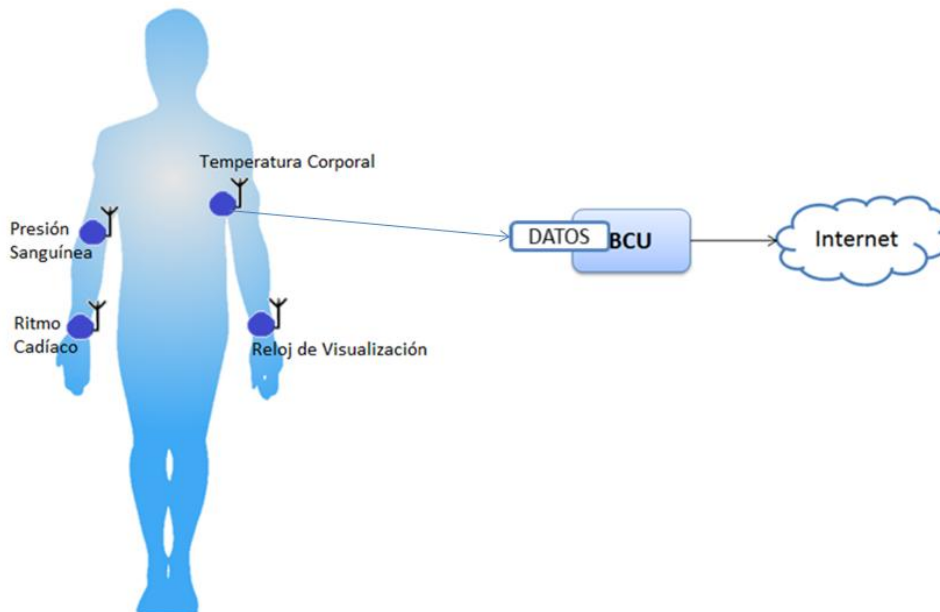


Figura 2.37. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 2.

La BCU recibe y verifica la integridad de los datos por medio de un CRC. Si el CRC calculado es diferente al recibido, se descarta la trama de información y se espera la recepción de una nueva trama. Luego de que la BCU finaliza el procesamiento de la información recibida, continúa con el proceso de recolección, enviando el ID del siguiente nodo sensor, hasta finalizar un ciclo de recolección de datos de los 3 sensores.

Una vez la BCU finaliza un ciclo de recolección, envía la información adquirida al reloj de visualización, Figura 2.38, y seguidamente a Internet para ser visualizada en la plataforma web, Figura 2.39.

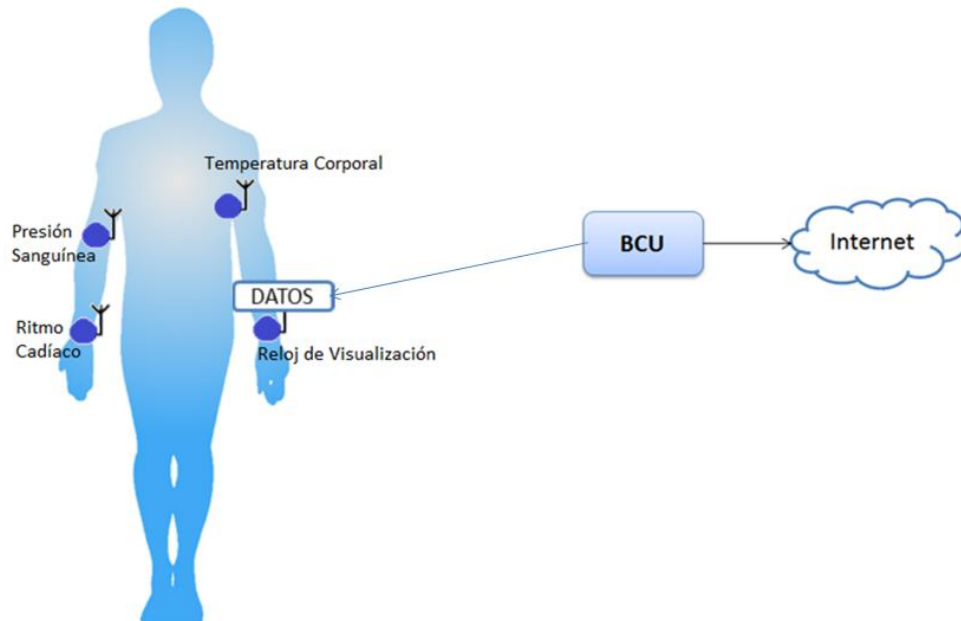


Figura 2.38. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 3.

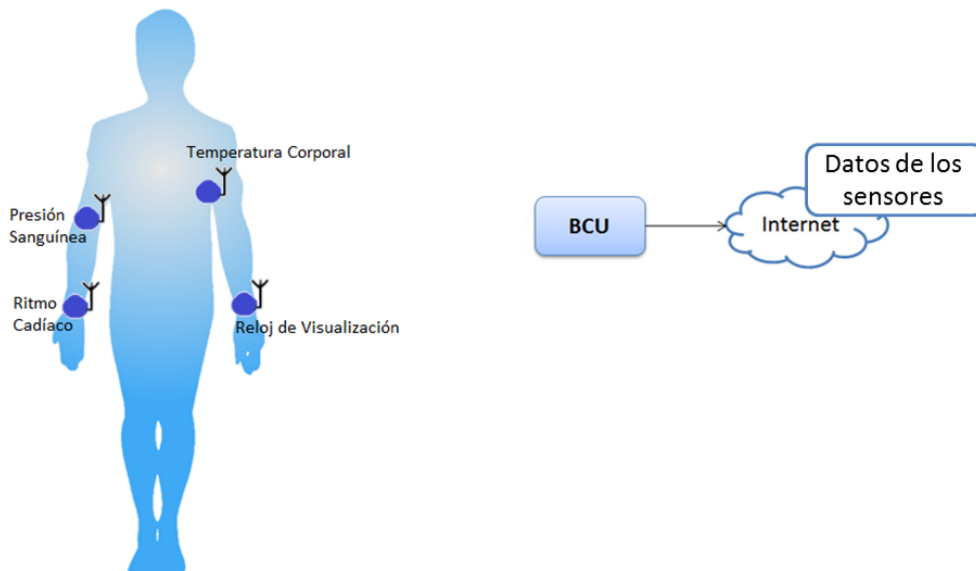


Figura 2.39. Operación de la Pico-red Prototipo, paso 4.



2.2.3.4. Procedimientos de Procesamiento de la Información

Cada componente de la Pico-red Prototipo necesita realizar un procesamiento de la información. Este proceso consiste en la manipulación necesaria de los datos para producir información significativa, como lo son los signos vitales monitoreados [49]. A continuación se muestran los diagramas que representan el procesamiento de la información para cada unidad del sistema.

Antes de iniciar el procesamiento de la información de cada nodo de la pico-red, es preciso configurar e inicializar las variables que serán utilizadas en la manipulación de los datos.

Para establecer la conexión entre la BCU y las BSU, primero el módulo *Bluetooth* de la unidad central (OBS421) se configuró como maestro y se almacenaron las direcciones MAC de los dispositivos sensores para conectarse automáticamente a estos. Este proceso se describe en el Anexo A.

En la Figura 2.40 se describe el procesamiento de la información para la BCU. En general la BCU tiene 5 etapas básicas, que están representadas por turnos.

El turno 1 corresponde al intercambio de información con el sensor de PA, primero se envía el ID que identifica dicho sensor, con el fin de establecer la comunicación con el nodo y así obtener respuesta y recibir la trama de datos correspondiente. Si pasado un segundo de espera, no hay respuesta por parte del sensor, la BCU continúa con el siguiente turno.

Si la trama de información es recibida, la BCU calcula un *CRC* de la misma (exceptuando el campo *CRC* recibido) y lo compara con el *CRC* recibido. Si estos valores coinciden, la unidad central almacena la presión sistólica y diastólica y la clasificación en variables temporales; en caso de que el *CRC* no coincida, la trama se descarta y se continúa con el siguiente turno.

El turno 2 y 3 corresponden a los sensores de temperatura corporal y ritmo cardíaco respectivamente. El procesamiento de la información para estos nodos sigue el mismo proceso descrito, con la excepción de que cada BSU está identificada con un ID diferente.

Finalizado el ciclo de recolección de información, se continúa con el turno 4 correspondiente al despliegue de la información en el reloj de visualización, siendo necesario enviar una trama de información por cada signo vital.

Por último, en el turno 5 se envía la información recolectada a una plataforma web para su visualización remota. Primero se verifica si la BCU tiene conexión a Internet, de ser así, se almacena y se envía la información de los 3 signos vitales monitoreados en un vector. Luego de terminada la carga de información a la plataforma web, se inicia otro ciclo de procesamiento de la información en la BCU. Si no se cuenta con conexión a Internet, la BCU vuelve a comenzar su ciclo de procesamiento.

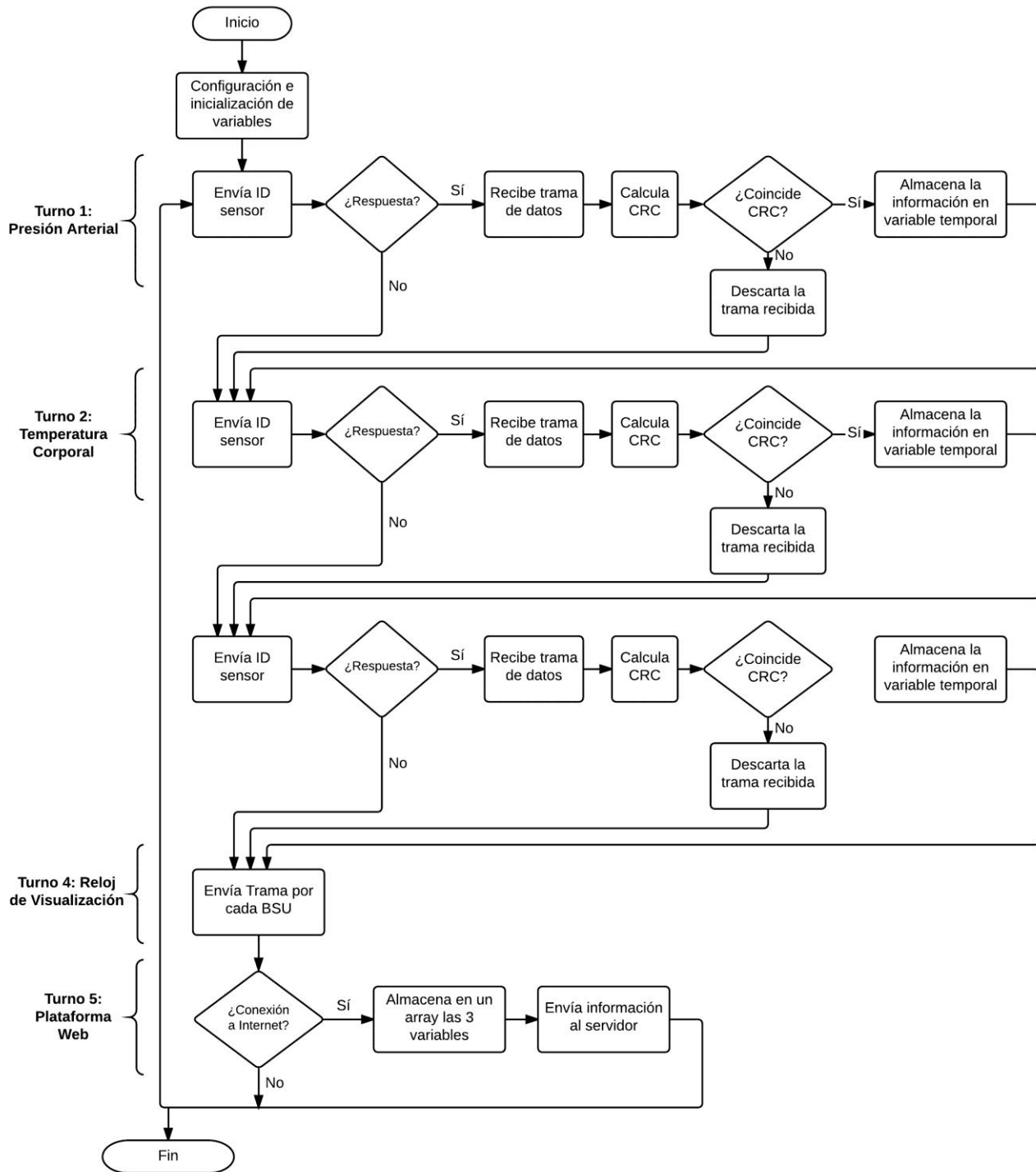


Figura 2.40. Diagrama del procesamiento de la información de la BCU.



La Figura 2.41, muestra el ciclo de procesamiento de la información para el sensor de PA. El siguiente diagrama inicia cada vez que se conecta el módulo externo al sensor, obteniendo el último registro de presión sistólica y diastólica, guardadas en variables temporales.

Una vez almacenada la PA en variables temporales, la BSU queda a la espera de recibir un ID. Si el ID recibido no corresponde a su identificador, aguarda hasta recibir el siguiente, en caso contrario se clasifica el tipo de la medida de PA, según la Tabla 2.8, se calcula el CRC de la trama de datos y finalmente se envía la información a la BCU siguiendo el formato de trama descrita en la Figura 2.4.

Clasificación PA	Sistólica	Diastólica
Normal	< 120	y < 80
Pre Hipertensión	120 - 139	ó 80 – 89
HTA* de estado 1	140 - 159	ó 90 – 99
HTA* de estado 2	≥ 160	ó ≥ 100

Tabla 2.8. Clasificación de las medidas de PA [50].

*Hipertensión Arterial (HTA).

En la Figura 2.42, se describe el procesamiento de la información para el sensor de temperatura corporal. Este sensor está a la espera del ID que lo identifica. Cuando lo recibe, el sensor toma y promedia 250 mediciones de temperatura corporal para una mayor precisión, clasifica la temperatura medida según la Tabla 2.9, calcula el CRC y finalmente envía la trama de información a la BCU siguiendo el formato mostrado en la Figura 2.4.

Para obtener mediciones de temperatura con variaciones mínimas, se hace uso de un voltaje de referencia constante interno del microcontrolador de la *Arduino Lilypad*, correspondiente a 1.1 voltios, para lograr obtener mediciones altamente acertadas del Conversor Analógico Digital (ADC, *Analog-to-Digital Converter*).

Clasificación Temperatura Corporal	
Baja	< 35.5
Normal	35.5 - 37.0
Alta	≥ 37.1

Tabla 2.9. Clasificación de las medidas de Temperatura Corporal [51].

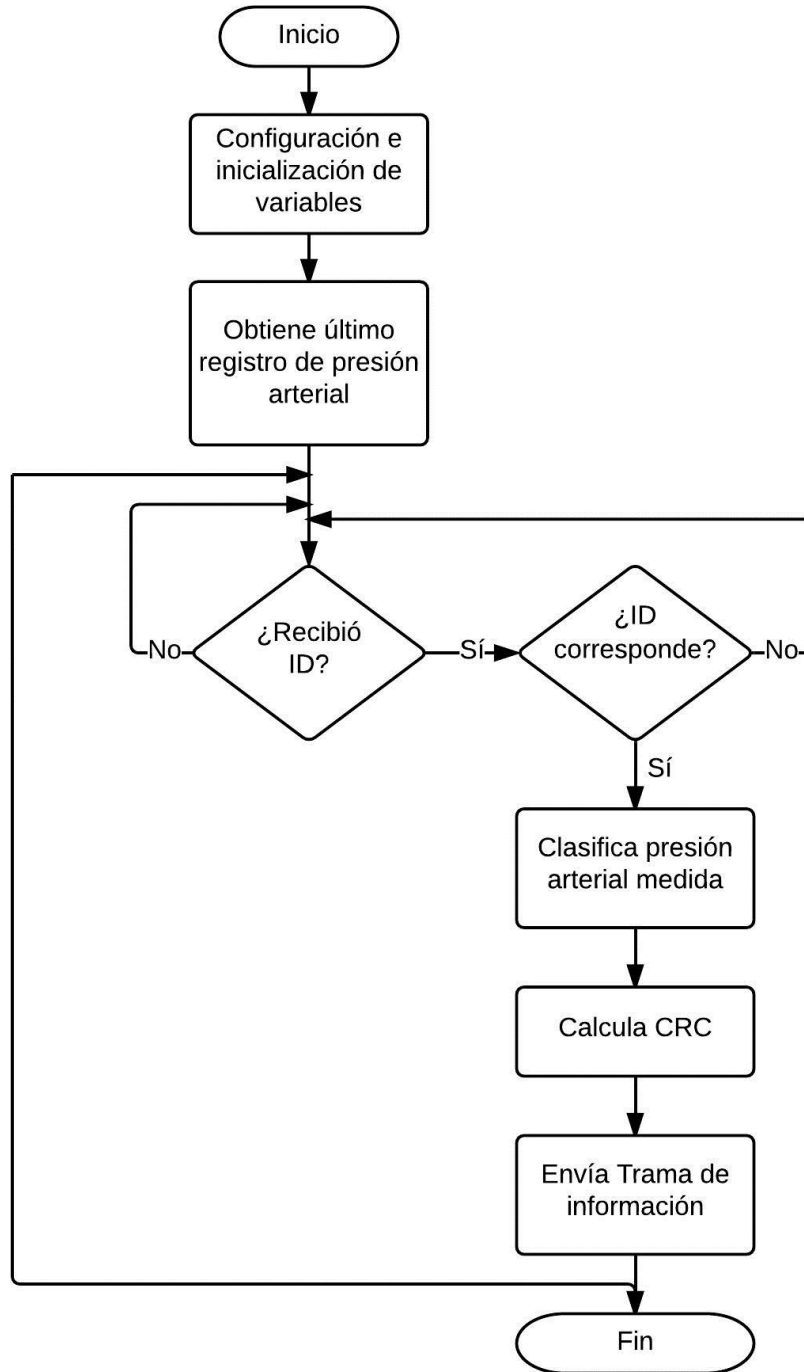


Figura 2.41. Diagrama del procesamiento de la información del sensor de PA.

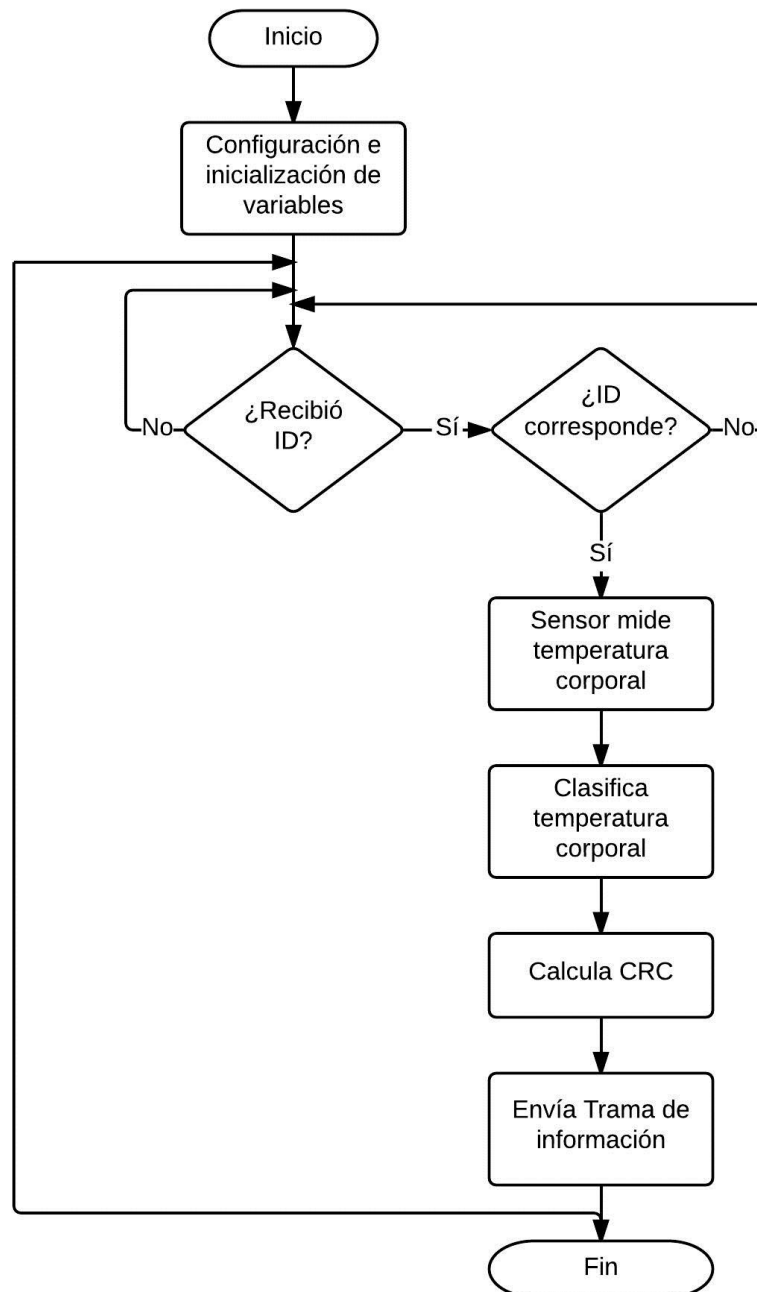


Figura 2.42. Diagrama del procesamiento de la información del sensor de Temperatura Corporal.

La Figura 2.43 muestra el ciclo de procesamiento de la información para el sensor de ritmo o frecuencia cardíaca. Al igual que para el sensor de PA y temperatura, esta BSU espera la recepción del ID que lo identifica. Luego de comprobar la correspondencia del ID, el nodo procede a calcular el ritmo cardíaco, realizar la clasificación de la medición según la Tabla 2.10, obtener el CRC y finalmente enviar la trama de datos a la BCU.

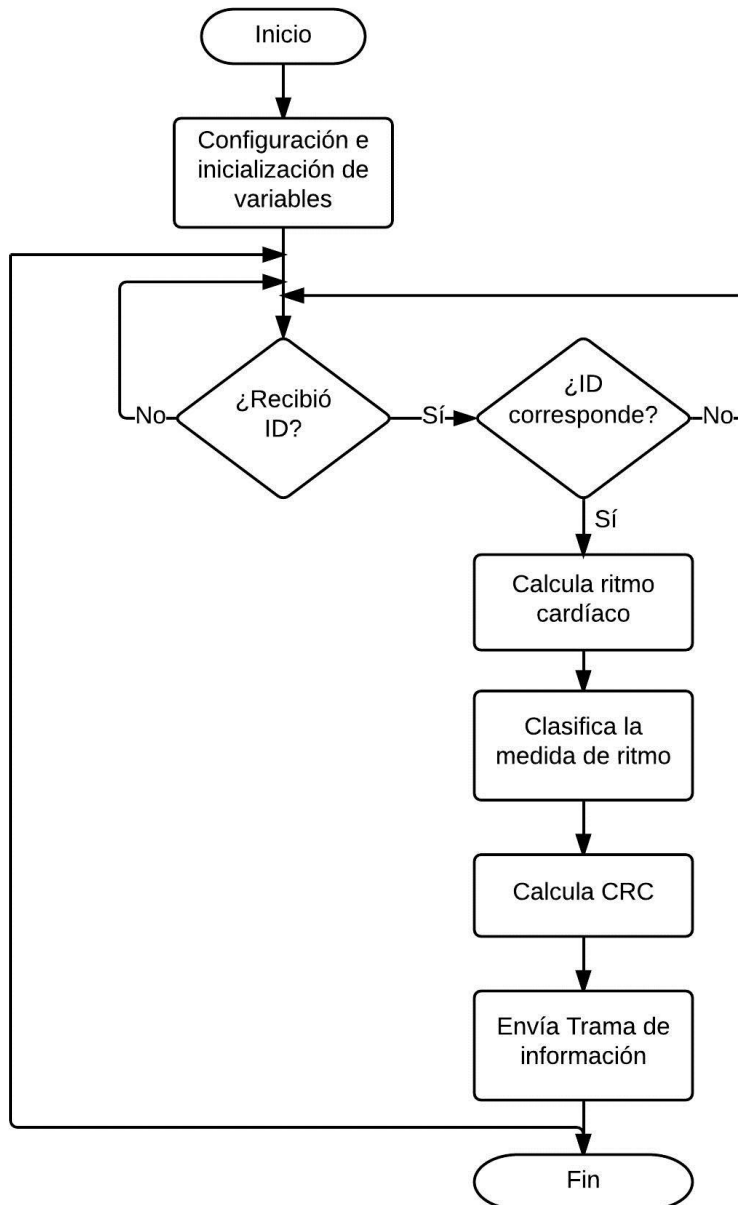


Figura 2.43. Diagrama del procesamiento de la información del sensor de Ritmo Cardíaco.

Clasificación del Ritmo Cardíaco	
Baja	< 60
Normal	60 - 100
Alta	≥ 101

Tabla 2.10. Clasificación de las medidas de Ritmo Cardíaco [52].



En la Figura 2.44 se observa el procesamiento de la información correspondiente al reloj de visualización. Como lo hacen las demás BSU, este nodo espera la recepción del ID que lo identifica. Al iniciar el reloj de visualización se observa en pantalla el logo de la Pico-red Prototipo, mientras no se ha recibido el primer ID.

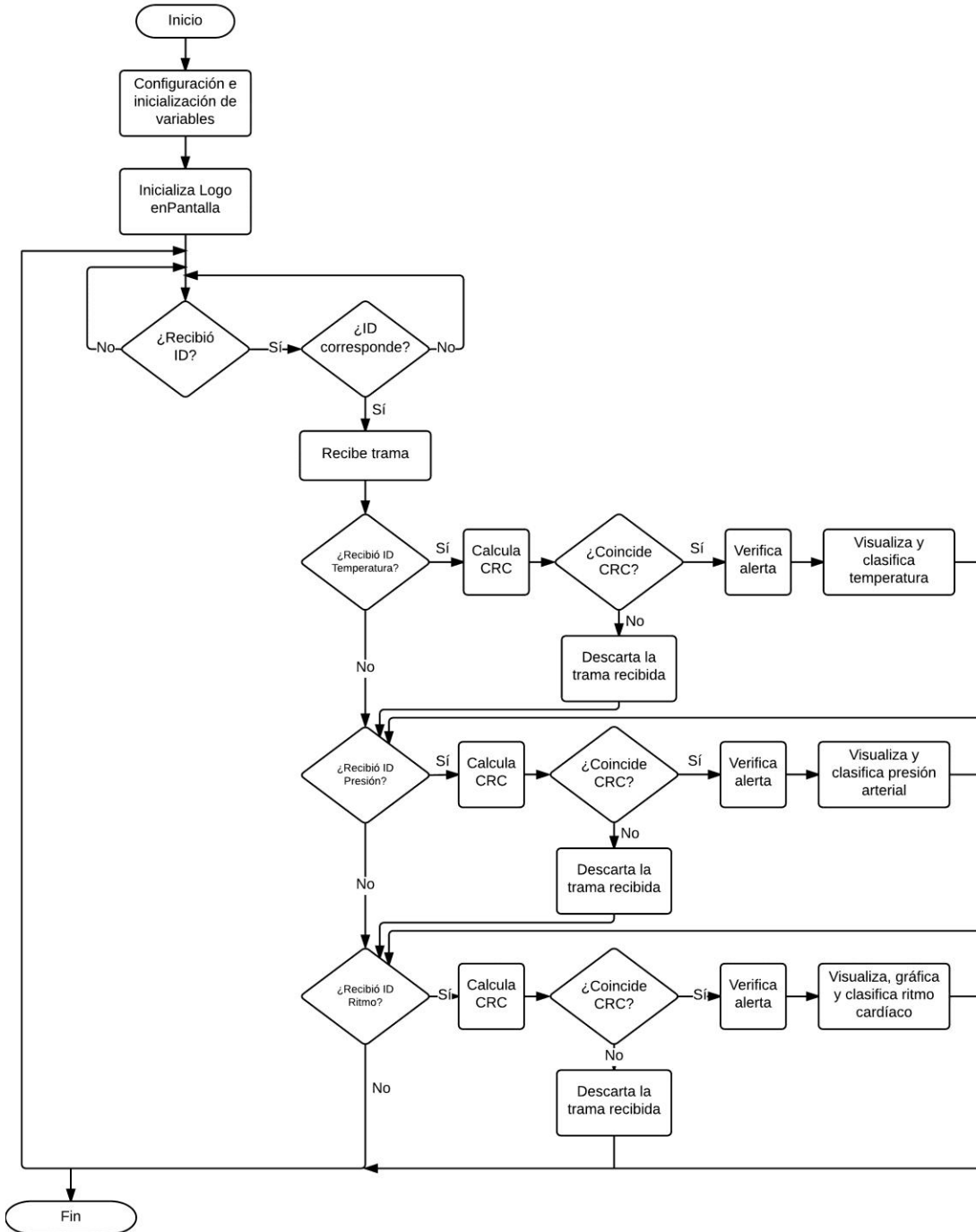


Figura 2.44. Diagrama del procesamiento de la información del reloj de visualización.

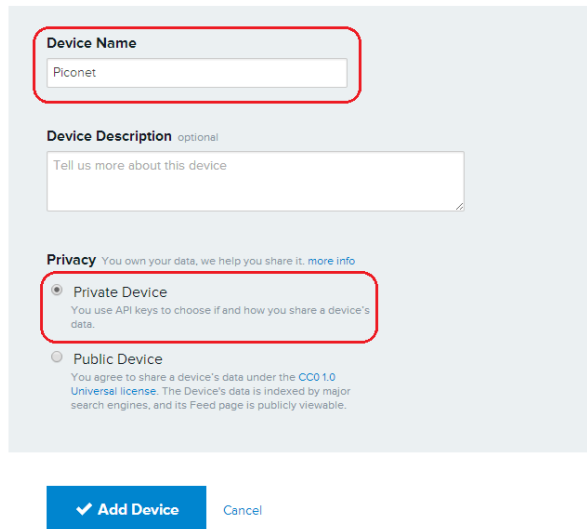
Una vez llega el ID correspondiente al reloj, este recibe la trama y procede a verificar el primer campo, ID BSU, comparándolo con los ID previamente establecidos a cada nodo. Cuando se identifica a cual BSU corresponde la trama recibida, se calcula y verifica el CRC. Si la comprobación es exitosa, el reloj continúa almacenando la clasificación, para posteriormente visualizar y clasificar el signo vital recibido; en caso de que el CRC no coincida, la trama se descarta y se continúa esperando el siguiente ID. Para el sensor de ritmo cardíaco, adicionalmente se grafican las pulsaciones en pantalla.

2.2.3.5. Sistema de visualización remota

La plataforma web permite visualizar remotamente los signos vitales monitoreados por la Pico-red Prototipo. La plataforma utilizada fue *Xively*, la cual es una nube pública construida específicamente para el Internet de las Cosas¹³ (IoT, *Internet of Things*). En los *Global Mobile Awards 2014*, esta plataforma fue seleccionada como la mejor tecnología basada en la nube para móviles principalmente porque permite ayudar a crear experiencias conectadas que transforman la manera de entender, descubrir e interactuar con el entorno [53].

Xively soporta amplias combinaciones de *software* y *hardware* que permiten crear soluciones, con librerías oficiales para múltiples lenguajes y plataformas, tales como *Arduino*, *Python*, *Java*, entre otros. Adicionalmente ofrece seguridad extremo-a-extremo en toda la plataforma para asegurar la integridad de la información, permitiendo además determinar quién tiene o no acceso a la información [54].

Para la integración de *Xively* con la Pico-red Prototipo, primero se creó un nuevo dispositivo privado en la plataforma web, llamado "Piconet", para así determinar quién tiene acceso a la información, tal y como se muestra en la Figura 2.45.



The image shows a web form for adding a device to Xively. The form has the following fields and options:

- Device Name:** A text input field containing "Piconet".
- Device Description:** A text area with the placeholder "Tell us more about this device".
- Privacy:** A section with the text "You own your data, we help you share it. [more info](#)". It contains two radio button options:
 - Private Device:** Selected with a red circle. Below it, the text reads: "You use API keys to choose if and how you share a device's data."
 - Public Device:** Unselected. Below it, the text reads: "You agree to share a device's data under the [CC0 1.0 Universal license](#). The Device's data is indexed by major search engines, and its Feed page is publicly viewable."

At the bottom of the form, there are two buttons: a blue "Add Device" button with a checkmark icon, and a "Cancel" button.

Figura 2.45. Dispositivo privado "Piconet" en Xively.

¹³ Es un concepto que se refiere a la interconexión digital de objetos cotidianos con Internet.



Cuando la BCU detecta conexión a *Internet*, y se encuentra en el turno 5 (Figura 2.40), crea un arreglo con la PA, temperatura corporal y el ritmo cardíaco y lo sube a *Xively Platform*, usando una librería diseñada especialmente para *Arduino* [55]. Esta librería envía una solicitud de subida de información a la plataforma web (Figura 2.47), identificada con un *Feed ID*¹⁴ y con permisos de acceso mediante una *API Key*¹⁵, mostrado en la Figura 2.46 .

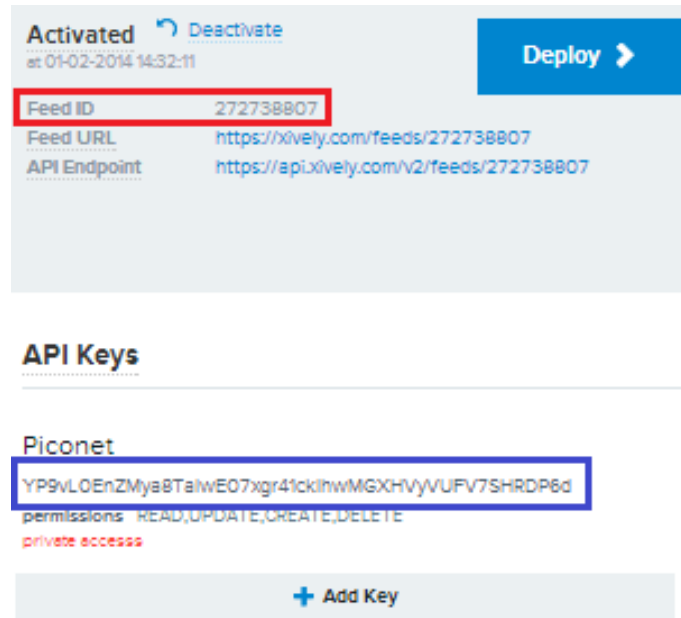


Figura 2.46. Xively Feed ID y API Key.

En la Figura 2.47, se muestra el formato de una solicitud de subida de información a *Xively*, que consta de los siguientes parámetros:

- *Version*: Identifica la versión del formato de datos del *Feed*¹⁶. Para este caso 1.0.0.
- *Datastreams*: Recolecta los datos a subir en dicho *Feed*. Para la Pico-red Prototipo, cada *Datastream* se compone de:
 - *Id*: Identifica un canal de datos dentro del *Feed*.
 - *Current_value*: Contiene la medición actual de una BSU.

¹⁴ Es un parámetro que identifica un grupo de canales definidos para un dispositivo, que para la Pico-red Prototipo son: 1.Temperatura, 2.Sistólica, 3.Diastólica y 4.RitmoCardíaco.

¹⁵ Es una llave que determina los niveles de permisos para acceder a los recursos en *Xively*.

¹⁶ Contiene las cadenas de datos o *Datastreams* a ser cargadas en la plataforma.

Request

REQUEST BODY

```
{
  "version": "1.0.0",
  "datastreams": [
    {
      "id": "2.Sistolica",
      "current_value": "0"
    },
    {
      "id": "3.Diastolica",
      "current_value": "0"
    },
    {
      "id": "1.Temperatura",
      "current_value": "0.00"
    },
    {
      "id": "4.RitmoCardiaco",
      "current_value": "64"
    }
  ]
}
```

Figura 2.47. Solicitud de subida de información a *Xively*.

En la Figura 2.48 y Figura 2.49 se observan los signos vitales monitoreados por el sistema de forma numérica y gráfica respectivamente.

Channels <small>Last updated a few seconds ago</small>	Graphs
1.Temperatura	35.90
2.Sistolica	126
3.Diastolica	98
4.RitmoCardiaco	100

Figura 2.48. Monitoreo de los signos vitales en *Xively*.



Piconet

Feed ID 272738807
API Endpoint <https://api.xively.com/v2/feeds/272738807>

Channels Last updated a few seconds ago

Graphs

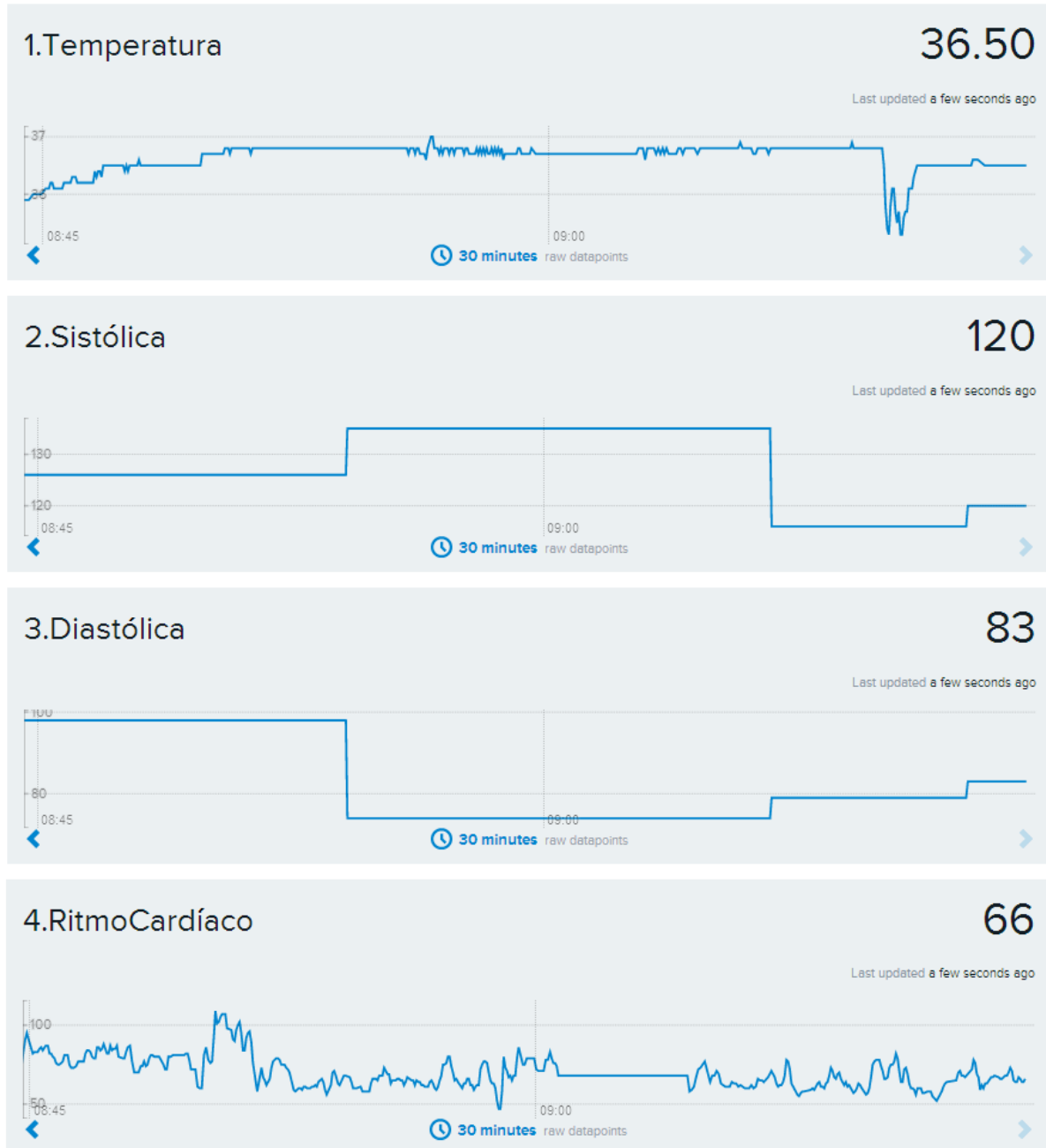


Figura 2.49. Gráficas de los signos vitales en Xively.

Adicionalmente, *Xively* permite obtener la ubicación del paciente que está usando el sistema de monitoreo, en caso de que se requiera una asistencia médica de urgencia, como se muestra en la Figura 2.50.

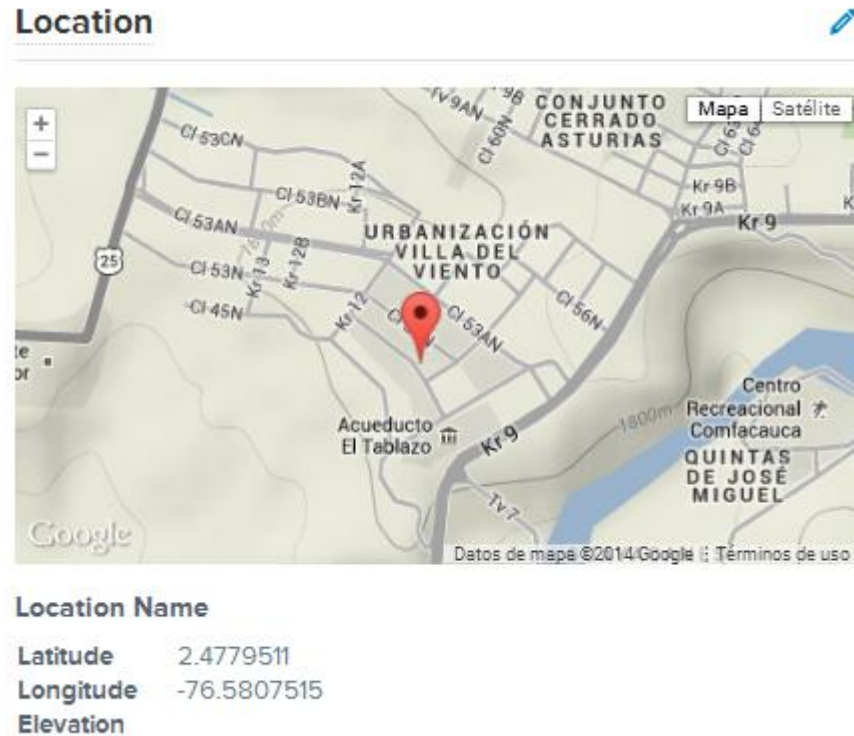


Figura 2.50. Ubicación del paciente obtenida por *Xively*.

Teniendo en cuenta las características de la Pico-red Prototipo descritas en este capítulo, se denominó al sistema con el nombre **VISIGNET**, extractado del inglés *Vital SIGns NETwork* y en español *Red de Signos Vitales*.

En el Anexo B se presenta el Manual de Usuario de VISIGNET, en donde se especifican los procedimientos que se deben seguir para lograr un correcto funcionamiento del sistema.

2.2.4. Plan de Pruebas

Para la evaluación del sistema, las pruebas se dividen en dos grupos, como se muestra a continuación:

- I. Evaluación de *VISIGNET*: Esta prueba consiste en comparar, a través de un análisis estadístico, las mediciones adquiridas por los dispositivos sensores de VISIGNET con las medidas obtenidas a través de los dispositivos médicos convencionales. Adicionalmente se realizó una encuesta a los pacientes que participaron de la prueba para determinar el grado de aceptación del sistema



implementado. Las pruebas fueron desarrolladas en la División de Salud Integral y en la Unidad de Salud de la Universidad del Cauca específicamente en consulta externa.

II. Evaluación del funcionamiento de la Pico-red Prototipo: esta evaluación tiene como fin analizar los siguientes parámetros:

- Cobertura: el objetivo principal de esta prueba es obtener el rango de alcance máximo entre la unidad central y los dispositivos sensores en interiores con y sin línea de vista.
- Tasa de Error de Tramas (FER¹⁷, *Frame Error Rate*): esta prueba tiene el objetivo de determinar el número de tramas recibidas de forma incorrecta respecto al total de tramas enviadas.
- Tiempo de procesamiento de la información: para esta prueba se obtiene el tiempo promedio en el que la Pico-red Prototipo realiza un ciclo de procesamiento de la información.
- Tiempo de funcionamiento de las BSU: en esta prueba se pusieron en funcionamiento continuo los nodos sensores del sistema, simulando un ambiente real de aplicación, con el objetivo de determinar el tiempo de funcionamiento máximo de cada BSU usando las baterías 100% cargadas.

En este capítulo se diseñó y se construyó la Pico-red Prototipo que permite la interconexión de diferentes BSU para monitorear temperatura corporal, presión arterial y ritmo cardíaco. La comunicación entre los dispositivos que componen el sistema se realiza mediante la tecnología *Bluetooth* a partir de los formatos de tramas de comunicación definidos. Adicionalmente se integraron mecanismos de visualización tanto local como remota usando un reloj de visualización y la plataforma web *Xively* respectivamente.

En el siguiente capítulo se muestra el proceso y resultados de la evaluación de la Pico-red Prototipo con el fin de verificar que el sistema se desempeña correctamente en aspectos técnicos y funcionales.

¹⁷ Se define como la razón entre las tramas recibidas de forma incorrecta con respecto al total de tramas enviadas.

3. EVALUACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

3.1. INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se muestran los resultados de las pruebas realizadas al sistema de monitoreo con el fin de validar su funcionamiento.

Se presentan los resultados de la evaluación de VISIGNET en donde se hace la verificación de las mediciones de las BSU del sistema a través de pruebas realizadas en la División de Salud Integral y en la Unidad de Salud de la Universidad del Cauca.

Seguidamente se encuentran los resultados de la evaluación del funcionamiento de la Pico-red Prototipo, donde se analizan los siguientes parámetros: la cobertura entre la BCU y las BSU en entornos de posibles aplicaciones, la FER, el tiempo promedio de un ciclo de procesamiento y finalmente se muestra una estimación de tiempo de funcionamiento de las BSU usando baterías 100% cargadas.

3.2. EVALUACIÓN DE VISIGNET

El objetivo principal de estas pruebas, consiste en determinar si los dispositivos sensores de VISIGNET funcionan correctamente y si las medidas son acordes, en comparación con las mediciones de los dispositivos convencionales utilizados por los médicos. Estas pruebas se realizaron en la División de Salud Integral y en la Unidad de Salud de la Universidad del Cauca. Para obtener resultados fiables, se definió una muestra de 100 pacientes.

La metodología para realizar las pruebas consistió básicamente en tomar los signos vitales con los sensores de VISIGNET a los pacientes que ingresaron a consulta externa y luego obtener los signos vitales medidos a través de los dispositivos convencionales que el médico usa en su consultorio. Todo se realizó con el consentimiento de los pacientes.

En el Anexo C se observa la certificación que demuestra que las pruebas se efectuaron en estos lugares con la supervisión de un médico.

Una vez terminada la experiencia con cada uno de los pacientes, se obtuvieron una serie de datos que contienen la edad y el sexo, y mediante el uso de VISIGNET y de los dispositivos convencionales, medidas de presión arterial, ritmo cardíaco y temperatura corporal. Para el análisis de los datos se utilizó el software SPSS¹⁸ (*Statistical Package for the Social Sciences*).

¹⁸ SPSS, sitio web, <http://www-01.ibm.com/software/co/analytics/spss/>.



SPSS es un sistema amplio y flexible de análisis estadístico y gestión de información, que permite generar desde sencillas gráficas de distribuciones y estadísticas descriptivas hasta análisis estadísticos complejos que permiten determinar relaciones de dependencia e independencia, predecir comportamientos, análisis de significancia, entre otros [56].

En la Tabla 3.1 y en la Figura 3.1, se muestran la frecuencia y el porcentaje de hombres y mujeres que participaron de las pruebas. En donde de las 100 personas, el 60% corresponde a mujeres.

Sexo		
	Frecuencia	Porcentaje
Femenino	60	60 %
Masculino	40	40 %
Total	100	100 %

Tabla 3.1. Frecuencias y porcentajes de género.

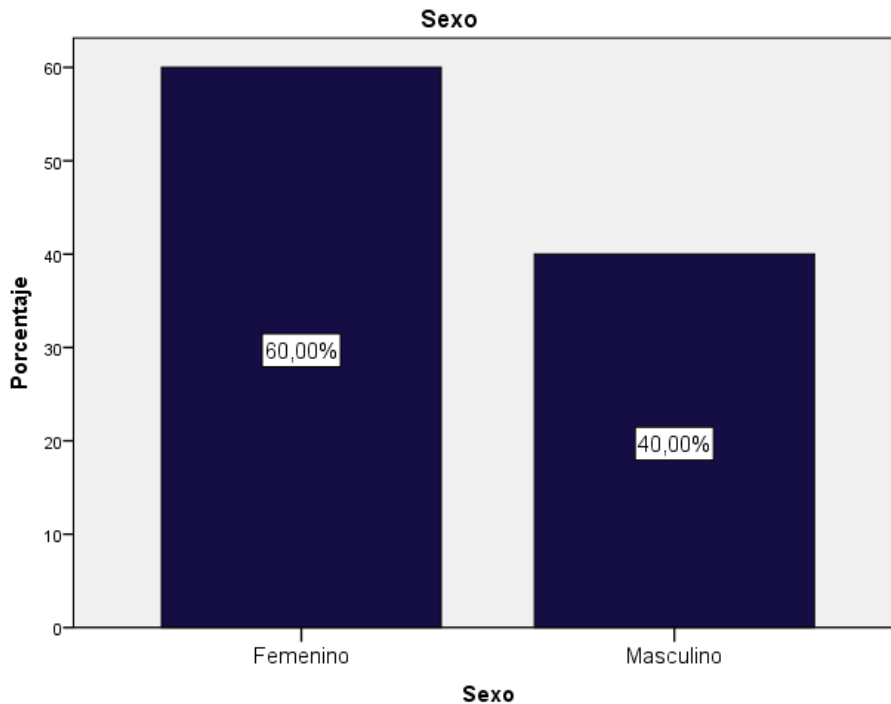


Figura 3.1. Porcentaje de Género.

En la Tabla 3.2 y la Figura 3.2 se observan las frecuencias y los porcentajes de los rangos de edades de las personas que participaron en las pruebas, donde el rango predominante fue el de 20 a 29 años con un 42%. Es importante resaltar también, y para dar credibilidad a los resultados obtenidos en las pruebas, la participación de pacientes de todas las edades, incluso pacientes de la tercera edad.

Rango de Edad		
	Frecuencia	Porcentaje
10-19 años	6	6%
20-29 años	42	42%
30-39 años	9	9%
40-49 años	11	11%
50-59 años	17	17%
más de 60 años	15	15%
Total	100	100%

Tabla 3.2. Frecuencias y porcentajes de los rangos de edad.

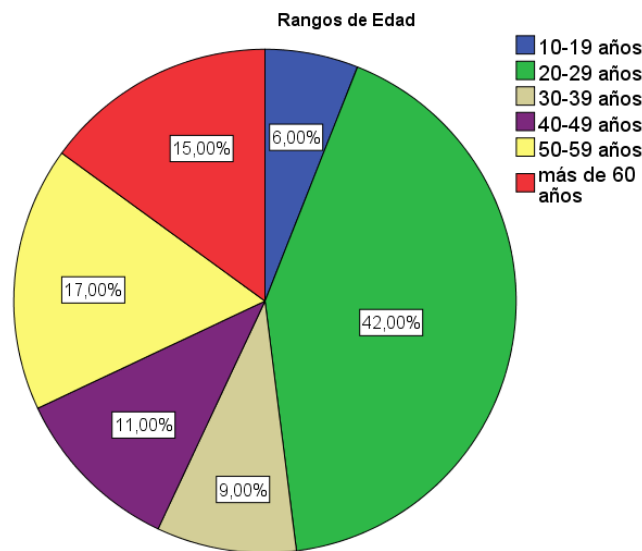


Figura 3.2. Porcentajes de los rangos de edad.

Con el objetivo de confirmar que los dispositivos sensores de VISIGNET obtienen mediciones acordes a las obtenidas con los dispositivos tradicionales, se hizo un análisis estadístico, utilizando una Prueba T o *T-Student*, que permite evaluar si dos grupos de datos difieren entre sí de manera significativa respecto a sus medias. Para usar esta prueba se deben proponer dos hipótesis; la hipótesis de investigación (H_1) propone que los grupos difieren significativamente entre sí y la hipótesis nula (H_0) propone que los grupos no difieren significativamente [57].

Teniendo definido un intervalo de confianza del 95%, correspondiente al área de no significancia, se tiene que:

- Si la significancia $> 0,05$ (5 %): Se acepta la hipótesis nula.
- Si la significancia $< 0,05$ (5 %): Se acepta la hipótesis de investigación



De acuerdo a lo establecido anteriormente, para esta investigación se definen las siguientes hipótesis:

H_0 : No existe diferencia significativa entre las mediciones obtenidas por los dispositivos de VISIGNET y los dispositivos convencionales.

H_1 : Existe diferencia significativa entre las mediciones obtenidas por los dispositivos de VISIGNET y los dispositivos convencionales.

Por tanto, lo que se busca a través de los resultados de la prueba T es obtener una significancia > 0.05 y así aceptar H_0 , lo que determinaría que las BSU funcionan correctamente.

En la Tabla 3.3 se muestran la media de las mediciones de los signos vitales obtenidos usando las BSU de la Pico-red y los dispositivos convencionales.

		Media	N
Parte 1	Sistólica VISIGNET	123,29	100
	Sistólica Dispositivos Convencionales	120,82	100
Parte 2	Diastólica VISIGNET	79,21	100
	Diastólica Dispositivos Convencionales	77,09	100
Parte 3	Ritmo VISIGNET	74,91	100
	Ritmo Dispositivos Convencionales	74,62	100
Parte 4	Temperatura VISIGNET	36,043	100
	Temperatura Dispositivos Convencionales	36,097	100

Tabla 3.3. Media de las muestras.

A partir de las medias obtenidas en la Tabla 3.3, se hace un pronóstico inicial del funcionamiento de los dispositivos calculando los porcentajes de error de cada BSU con base a las medidas obtenidas con los dispositivos convencionales, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\%_{error} = \frac{|V_{DT} - V_{VISIGNET}|}{V_{VISIGNET}} * 100$$

Dónde:

- V_{DT} : corresponde al valor medido con los dispositivos convencionales.
- $V_{VISIGNET}$: corresponde al valor medido con los dispositivos de VISIGNET

En la Tabla 3.4 se observan los porcentajes de error obtenidos, a partir de los cuales se podría inferir que los dispositivos sensores del sistema son muy acertados en



comparación con los dispositivos convencionales, puesto que el mayor porcentaje de error obtenido fue del 2,68%.

Signo vital	Porcentaje de error
Presión Sistólica	2,00%
Presión Diastólica	2,68%
Ritmo Cardíaco	0,39%
Temperatura Corporal	0,15%

Tabla 3.4. Porcentajes de error de las BSU de VISIGNET.

Sin embargo, para comprobar este pronóstico inicial, se continúa con el análisis de los resultados obtenidos al aplicar la prueba T.

En la Tabla 3.5 se muestra el coeficiente de correlación entre las medidas con los diferentes dispositivos.

Este coeficiente indica el grado de relación existente entre dos variables y se clasifica en [58]:

- Correlación entre 0 y 0,25: indica que no existe o es escasa la relación entre las variables.
- Correlación entre 0,26 y 0,50: indica que existe una relación débil entre las variables.
- Correlación entre 0,51 y 0,75: la relación entre las variables esta entre moderada y fuerte.
- Correlación entre 0,76 y 1,00: establece una relación entre fuerte y perfecta para las variables.

Correlaciones de muestras emparejadas			
		N	Correlación
Parte 1	Sistólica VISIGNET & Sistólica Dispositivos Convencionales	100	0,948
Parte 2	Diastólica VISIGNET & Diastólica Dispositivos Convencionales	100	0,816
Parte 3	Ritmo VISIGNET & Ritmo Dispositivos Convencionales	100	0,962
Parte 4	Temperatura VISIGNET & Temperatura Dispositivos Convencionales	100	0,86

Tabla 3.5. Correlación entre las muestras.



De acuerdo a los resultados de correlación, obtenidos en la Tabla 3.5 se comprueba, como es de esperarse, que hay una relación directa entre las medidas obtenidas con los dispositivos convencionales y las BSU de VISIGNET.

En la Tabla 3.6 se observan los resultados finales de la prueba T realizada, en donde el parámetro relevante es la significancia (Sig.), que permite determinar el cumplimiento definitivo de una hipótesis.

Prueba de muestras emparejadas								
		Diferencias emparejadas			t	gl	Sig.	
		Media	Desviación estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
				Inferior				Superior
Parte 1	Sistólica VISIGNET - Sistólica Dispositivos Convencionales	2,47	5,235	1,431	3,509	4,718	99	0,000
Parte 2	Diastólica VISIGNET - Diastólica Dispositivos Convencionales	2,12	5,873	0,955	3,285	3,61	99	0,000
Parte 3	Ritmo VISIGNET - Ritmo Dispositivos Convencionales	0,29	3,173	-0,34	0,92	0,914	99	0,363
Parte 4	Temperatura VISIGNET - Temperatura Dispositivos Convencionales	- 0,054	0,2949	-0,1125	0,0045	-1,831	99	0,070

Tabla 3.6. Resultados de significancia.

Para el ritmo cardíaco y la temperatura corporal se obtuvo una significancia de 0,363 y 0,070 respectivamente, siendo estas dos mayores a 0,05, por lo que se acepta H_0 y por tanto se concluye que la diferencia entre las mediciones con los dispositivos convencionales y las BSU para estos signos vitales no es significativa. Dando como resultado un operación óptima de los sensores.

Estos resultados se obtienen gracias a que las mediciones de la BSU de temperatura corporal y de ritmo cardíaco dependen únicamente de la correcta ubicación de los sensores en el cuerpo, destacando que los sensores fueron previamente calibrados en el código de funcionamiento.

En el caso del sensor de presión arterial (sistólica y diastólica), no se cumplió la condición de significancia, lo que implica que hay cierta variación entre las mediciones de presión con el dispositivo convencional y el utilizado por VISIGNET, a pesar de que el porcentaje de error obtenido (Tabla 3.4) fue muy bajo. Esta situación está relacionada con los siguientes factores:



1. Los tensiómetros convencionales pueden llevar a errores, debido a que estos dispositivos dependen de la condición auditiva y visual de la persona que lo utiliza, teniendo en cuenta además que las lecturas de presión son aproximadas.
2. Las condiciones de postura de medición no eran las mismas, ya que el médico realizaba las mediciones en su consultorio y una vez terminada la consulta se realizaban las mediciones de los signos vitales con las BSU en otro consultorio.
3. Los pacientes llegaban a consulta médica luego de realizar alguna actividad física (caminar) y no realizaban la relajación recomendada para la toma de presión arterial, resultando en niveles más elevados en la primera medición.
4. Realizar cualquier movimiento, implica un aumento en la presión arterial de 6 mmHg (sistólica) y 5 mmHg (diastólica) aproximadamente [59].
5. Hablar durante la toma de la presión arterial, implica un aumento de 6-7 mmHg aproximadamente [59].
6. Tener alguna necesidad fisiológica puede incrementar la presión arterial unos 10 mmHg [59].

Para profundizar en los resultados respecto a la presión arterial, se segmentó la muestra según el rango de edades y se realizó una prueba T específica para Sistólica y Diastólica. En la Tabla 3.7 se muestran los resultados para este caso.

Prueba de muestras emparejadas			
Rango de Edad			Sig.
10-19 años	Parte 1	Sistólica VISIGNET - Sistólica Dispositivos Convencionales	0,346
	Parte 2	Diastólica VISIGNET - Diastólica Dispositivos Convencionales	0,288
20-29 años	Parte 1	Sistólica VISIGNET - Sistólica Dispositivos Convencionales	0,001
	Parte 2	Diastólica VISIGNET - Diastólica Dispositivos Convencionales	0,009
30-39 años	Parte 1	Sistólica VISIGNET - Sistólica Dispositivos Convencionales	0,308
	Parte 2	Diastólica VISIGNET - Diastólica Dispositivos Convencionales	0,345
40-49 años	Parte 1	Sistólica VISIGNET - Sistólica Dispositivos Convencionales	0,706
	Parte 2	Diastólica VISIGNET - Diastólica Dispositivos Convencionales	0,136



50-59 años	Parte 1	Sistólica VISIGNET - Sistólica Dispositivos Convencionales	0,200
	Parte 2	Diastólica VISIGNET - Diastólica Dispositivos Convencionales	0,809
más de 60 años	Parte 1	Sistólica VISIGNET - Sistólica Dispositivos Convencionales	0,104
	Parte 2	Diastólica VISIGNET - Diastólica Dispositivos Convencionales	0,273

Tabla 3.7. Resultados de significancia clasificados según el rango de edades.

De la anterior tabla se observa que solo para el rango entre 20 y 29 años, los datos de presión arterial son significativos entre sí (menores a 0,05). Esta situación puede estar dada por las siguientes razones:

1. Fue muy común que los jóvenes hicieran caso omiso a la sugerencia de no hablar mientras se realizaba la medición de presión arterial.
2. Estudios e investigaciones demuestran que los jóvenes son la población más afectada por el síndrome de Hipertensión de Bata Blanca¹⁹ (HTABB) [60].

3.2.1. Encuestas de aceptación de VISIGNET.

Se realizó una encuesta a cada paciente y una entrevista al médico que apoyó el proceso de medición, con el fin de calificar algunas variables que permiten determinar el grado de aceptación de VISIGNET.

En el Anexo D se muestra la encuesta aplicada a los pacientes.

Con la encuesta se evaluaron las siguientes variables:

- **Preferencia:** se evalúa si el paciente prefiere los dispositivos convencionales o VISIGNET.
- **Facilidad:** se califica de 1 a 10 el grado de facilidad para medir los signos vitales con las BSU de VISIGNET. Donde 10 es muy fácil y 1 muy difícil.
- **Comodidad:** se califica de 1 a 10 el grado de comodidad que el paciente percibió al usar las BSU de VISIGNET.
- **Aceptación Tecnológica:** se determina si al paciente le parece adecuado usar nueva tecnología en temas de salud.

¹⁹ Se denomina hipertensión de bata blanca al aumento transitorio de la presión arterial que se produce en algunas personas en entornos sanitarios (hospitales, consultorios médicos, entre otros) debido al estrés involuntario [73].



En la Tabla 3.8 y en la Figura 3.3 se observa que el 90% de los pacientes prefieren el uso de VISIGNET para la medición de sus signos vitales.

Preferencia		
	Frecuencia	Porcentaje
Dispositivos Tradicionales	10	10%
VISIGNET	90	90%
Total	100	100%

Tabla 3.8. Preferencia de dispositivos de medición.

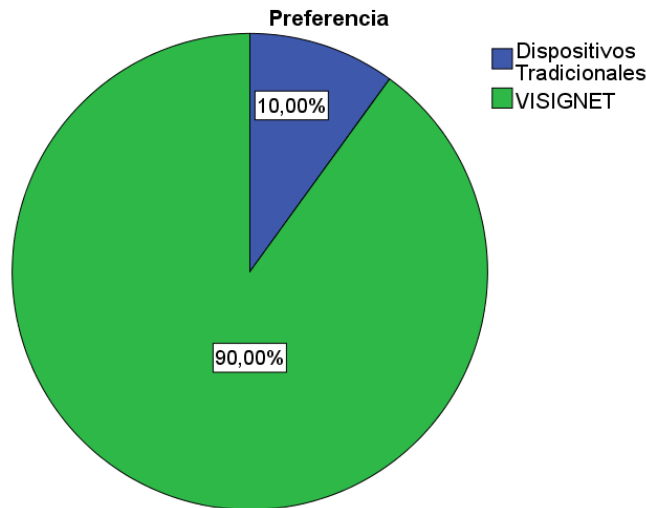


Figura 3.3. Preferencia de dispositivos de medición.

En la Tabla 3.9 y en la Figura 3.4 se observan los resultados obtenidos en cuanto a la facilidad de uso de las BSU, donde el 50% de los pacientes consideraron que es muy fácil utilizar los dispositivos.

Facilidad de uso de VISIGNET		
Grado de facilidad	Frecuencia	Porcentaje
5	1	1
6	2	2
7	10	10
8	19	19
9	18	18
10	50	50
Total	100	100

Tabla 3.9. Facilidad de uso de los dispositivos de la Pico-red Prototipo.

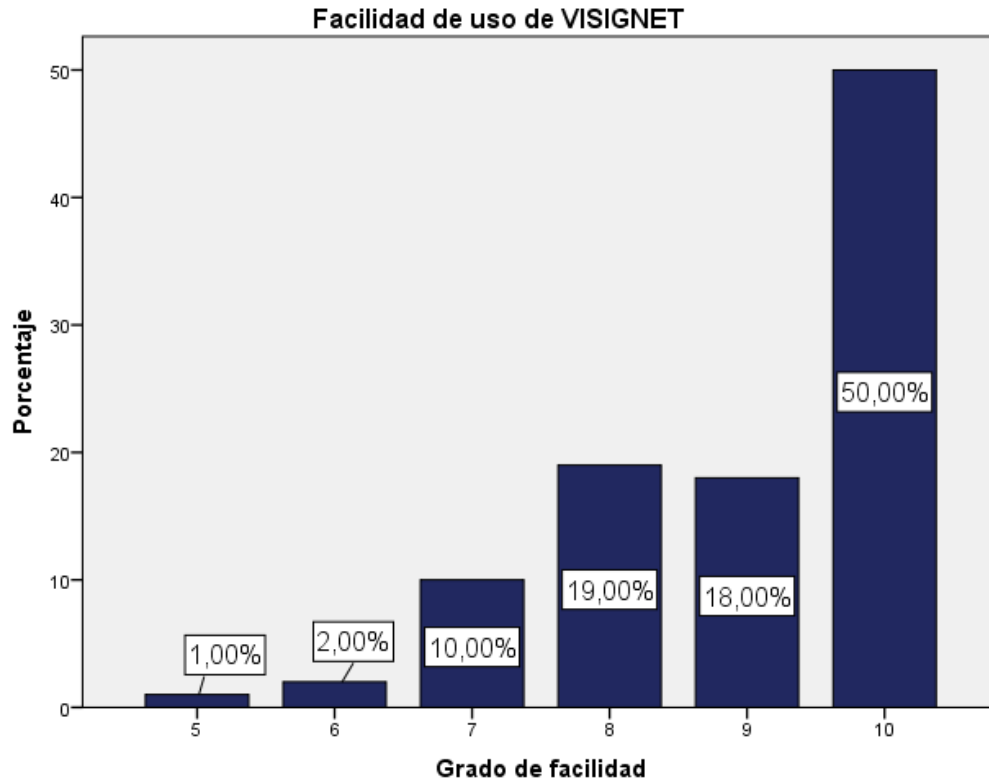


Figura 3.4. Facilidad de uso de los dispositivos de la Pico-red Prototipo.

En la Tabla 3.10 y en la Figura 3.5 se muestran los resultados relacionados a la comodidad percibida por los pacientes al usar las BSU. De donde se destaca que el 55% considera muy cómodos los dispositivos sensores.

Grado de Comodidad al usar VISIGNET		
Grado de Comodidad	Frecuencia	Porcentaje
5	1	1
6	2	2
7	6	6
8	12	12
9	24	24
10	55	55
Total	100	100

Tabla 3.10. Comodidad al usar los dispositivos de la Pico-red Prototipo.

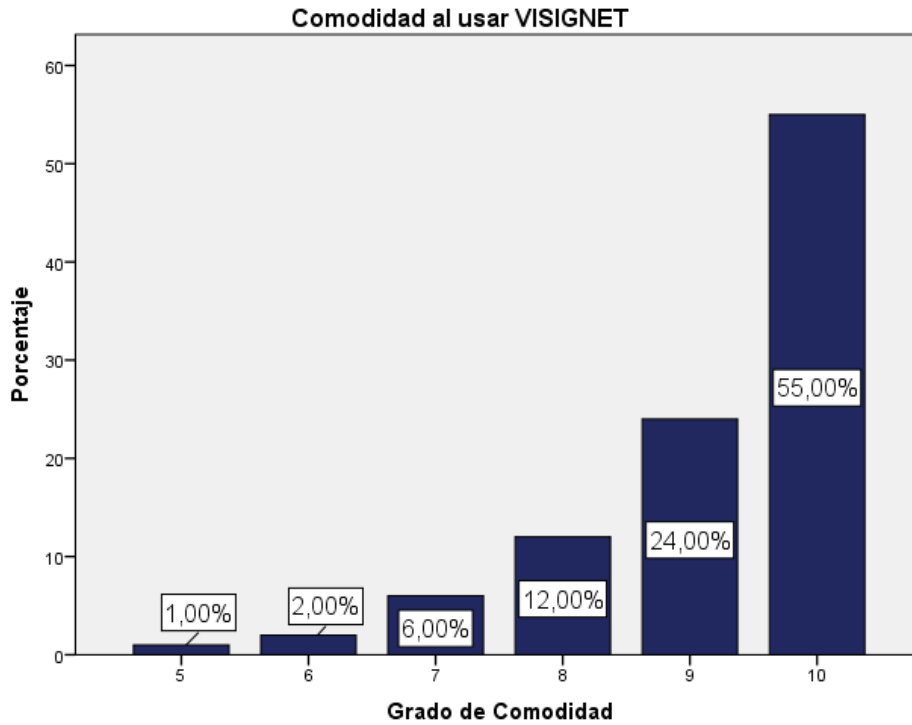


Figura 3.5. Comodidad al usar los dispositivos de la Pico-red Prototipo

Finalmente de la Tabla 3.11 y la Figura 3.6 se concluye que el 96% de los pacientes tienen una aceptación tecnológica positiva.

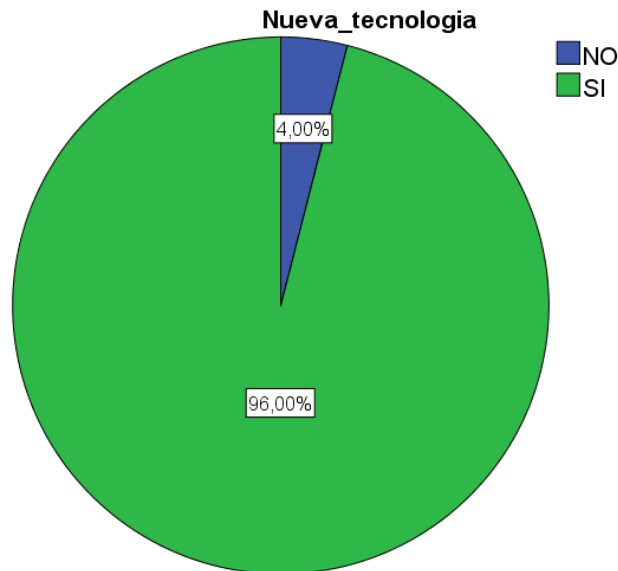


Figura 3.6. Aceptación tecnológica.



Aceptación Tecnológica		
	Frecuencia	Porcentaje
SI	96	96
NO	4	4
Total	100	100

Tabla 3.11. Aceptación tecnológica.

En cuanto a la entrevista realizada al médico que apoyó el proceso de realización de las pruebas, se obtuvieron las siguientes respuestas:

1. ¿Le parece adecuado usar nueva tecnología en los temas de salud, para ayudar en el monitoreo de signos vitales de los pacientes que lo requieran?

“Sería excelente, porque VISIGNET permite monitorear y asesorar a pacientes que no pueden asistir a consulta”

2. ¿Qué prefiere usar para medir los signos vitales, VISIGNET o dispositivos convencionales?

“Me interesa VISIGNET porque, tú te lo pones y está tu monitoria completa”.

3. ¿Le gustaría contar con VISIGNET?

“Me gustaría contar con VISIGNET, porque me permite facilitar el monitoreo de algunos de mis pacientes que tienen movilidad restringida y se les dificulta trasladarse al consultorio”.

4. Desde su punto de vista como profesional de la salud, ¿Considera viable continuar con el proyecto?

“Me parece viable que ustedes continúen con el proyecto porque ayudaría a mejorar la calidad de vida de muchas personas que necesitan estar en continuos controles de salud, como por ejemplo las personas hipertensas”.

“Les recomiendo considerar mejoras en la duración de las baterías de los equipos porque en un centro médico estarían en continuo funcionamiento”.

3.3. EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DE LA PICO-RED PROTOTIPO

En esta prueba se analizaron los parámetros más relevantes que verifican el correcto funcionamiento de la Pico-red Prototipo, como lo son: cobertura, FER, tiempo de procesamiento de la información y tiempo de funcionamiento de las BSU a partir del uso de una batería de 850mAh 100% cargada.

No se consideró el análisis de rendimiento o *throughput* del sistema debido a que en un intervalo de aproximadamente 3 segundos (tiempo en el que se completa un ciclo de procesamiento) la Pico-red intercambia un total de 280 bits de información y teniendo en cuenta que el módulo *Bluetooth* de la BCU tiene un *throughput* máximo de 1.3Mbps [61] y el módulo HC-05 aproximadamente de 700 Kbps [62], dependiendo de las condiciones del

ambiente, se concluye que, dado el bajo flujo de información de la Pico-red Prototipo, el *throughput* que soportan los módulos *Bluetooth* es más que suficiente para que el sistema funcione correctamente.

3.3.1. Cobertura de la Pico-red Prototipo

El objetivo específico de esta prueba consiste en determinar el alcance máximo entre la BCU y las BSU, en interiores con y sin línea de vista.

Los escenarios definidos, simulan los lugares de aplicación más comunes para el uso de la Pico-red Prototipo, como lo pueden ser: una casa, un hospital, un consultorio médico, entre otros.

En el primer escenario se ubicó la BCU y las BSU en un pasillo bajo condición de línea de vista, variando la distancia de separación entre estas, alcanzando una distancia máxima de aproximadamente 52 metros. Esta distancia se logró teniendo en cuenta que el pasillo actúa como una guía de onda.

Para el segundo escenario, se ubicó la BCU sobre el pasillo y el paciente ingresó con las BSU a una habitación, con el fin de determinar la distancia de alcance máxima teniendo paredes como obstáculo, tal como se muestra en la Figura 3.7.

Como resultado se obtuvo un alcance de 12.42 metros teniendo como obstáculo una pared de 22 centímetros de grosor.

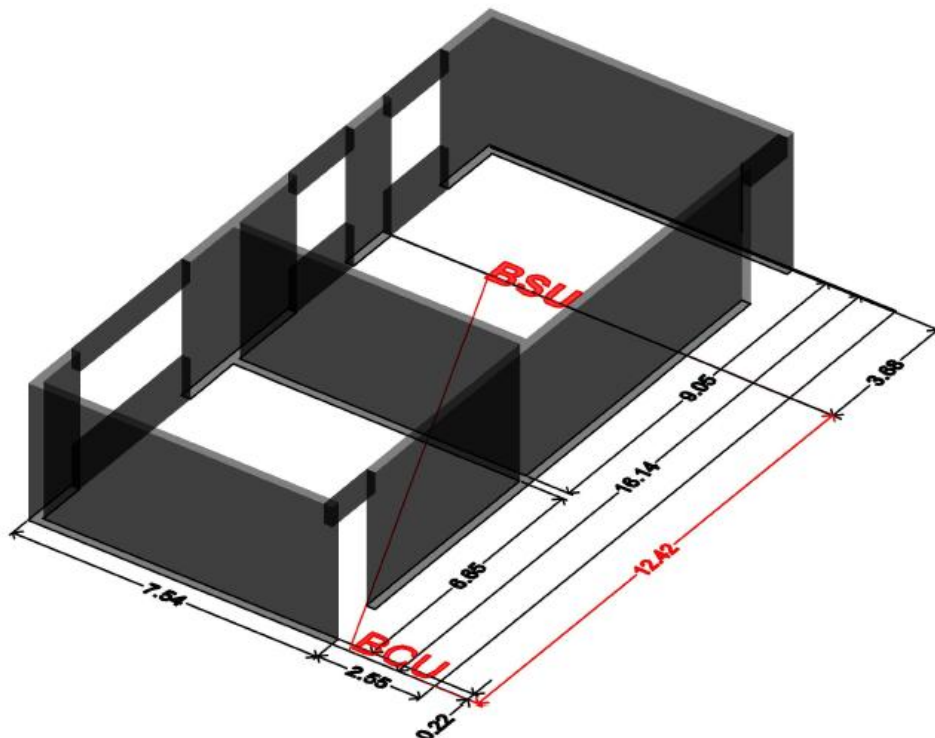


Figura 3.7. Escenario 2 de pruebas.

En la Figura 3.8 se observa el tercer escenario definido para las pruebas de alcance de la Pico-red Prototipo, en donde se compara el alcance obtenido teniendo como obstáculo 1 y 2 paredes, mostrado de color rojo y azul respectivamente. El resultado que se obtuvo fue de 12.44 metros para el caso de una pared y 5,81 metros en el segundo caso. Si el paciente excedía estas distancias, las BSU perdían conexión con la BCU.

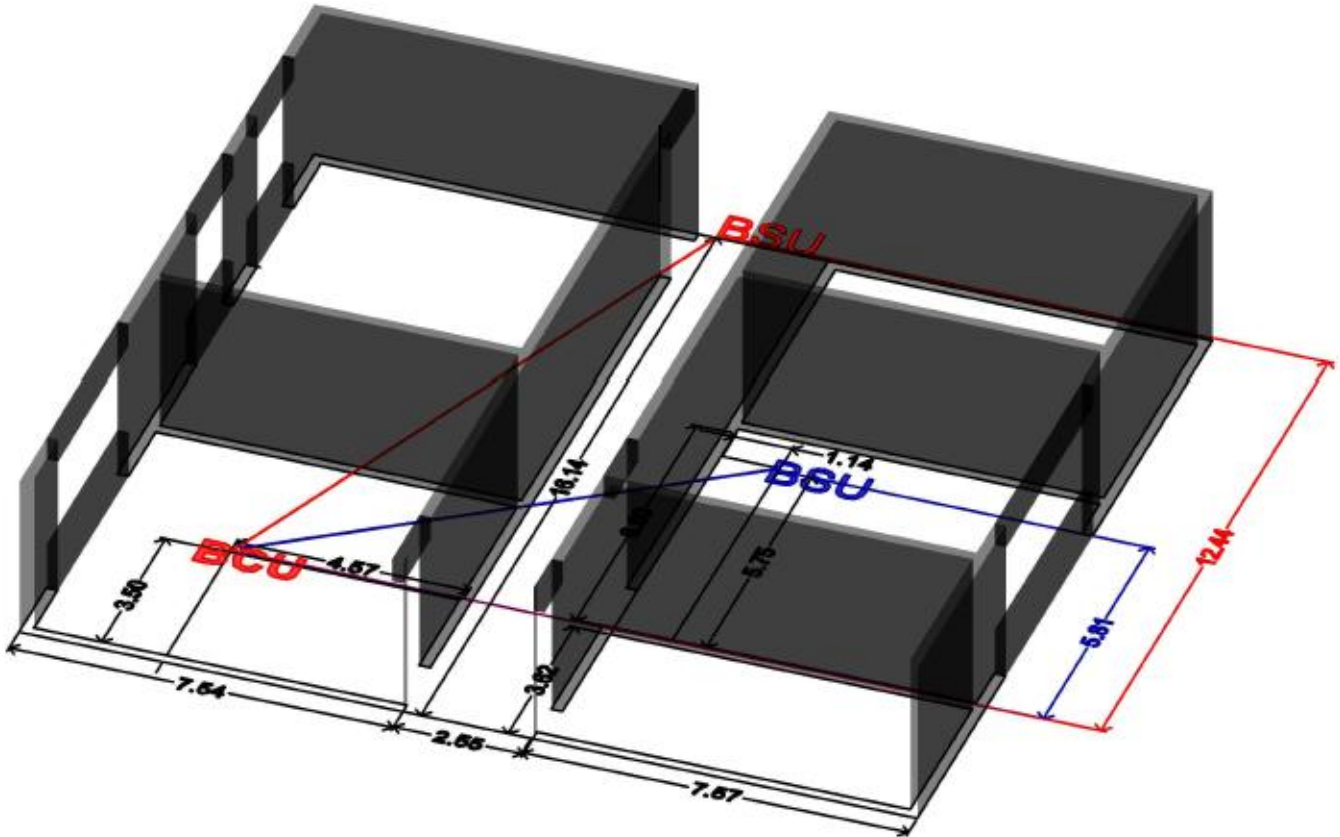


Figura 3.8. Escenario 3 de pruebas.

Finalmente, en la Figura 3.9, se muestra el escenario en el que la BCU se ubica en un piso diferente al paciente con las BSU. Teniendo en cuenta que el grosor de la plancha que separa los dos pisos es de 20 centímetros, el alcance máximo obtenido fue de 4.56 metros. Es de resaltar que en este caso, el paciente no debe exceder un radio de distancia superior a 4.56 metros aproximadamente, teniendo como centro la proyección de la BCU en el otro piso.

En la Tabla 3.12 se muestra una consolidación de los resultados obtenidos en las pruebas de alcance máximo realizadas a la Pico-red Prototipo en los diferentes escenarios. Es de tener en cuenta que estas distancias dependen de la presencia de obstáculos, grosor y material de fabricación de paredes, entre otros.

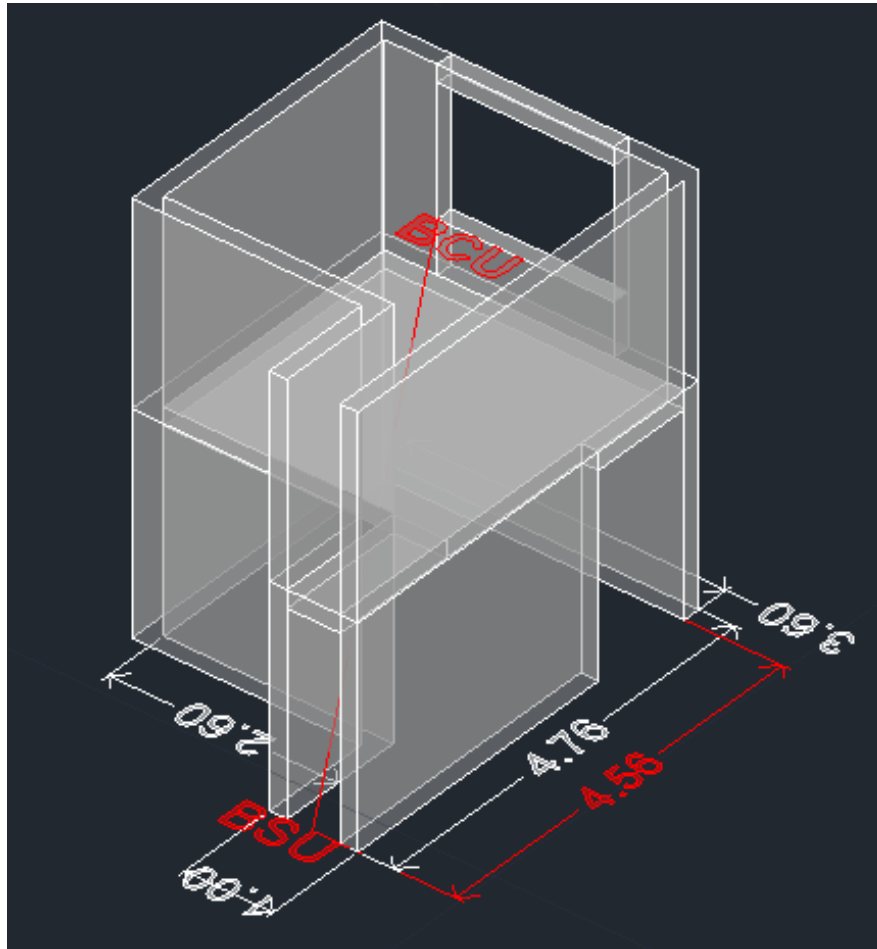


Figura 3.9. Escenario 4 de pruebas.

		Alcance [metros]
Línea de Vista en interiores		≈52
Con Obstáculos	1 Pared	≈12,4
	2 Paredes	≈5,81
	BCU y BSU en pisos diferentes	≈4,56

Tabla 3.12. Consolidación de los resultados de alcance máximo.

De acuerdo a los resultados de cobertura mostrados en la Tabla 3.12, se determina que el sistema está hecho funcionalmente para operar con todos los dispositivos, tanto BCU como las BSU, en un solo piso. Suponiendo que la BCU está ubicada en un lugar central y con máximo una pared de separación con los dispositivos sensores, se lograría un área de cobertura de aproximadamente 483 m² y en el caso de máximo dos paredes de separación, aproximadamente 106 m².

3.3.2. Tasa de Error de Tramas

Con esta prueba se determinó el número de tramas recibidas de forma correcta. Para realizar esta prueba se implementaron una serie de contadores en el código de procesamiento de información en la BCU que se incrementaban al recibir tramas correctas e incorrectas.

En la Figura 3.10 se muestra el resultado obtenido al intercambiar 2000 tramas de información entre la BCU con cada BSU a una distancia de separación de aproximadamente 6 metros. Este resultado se visualizó a través de la ventana del Monitor Serial del *Arduino IDE*.

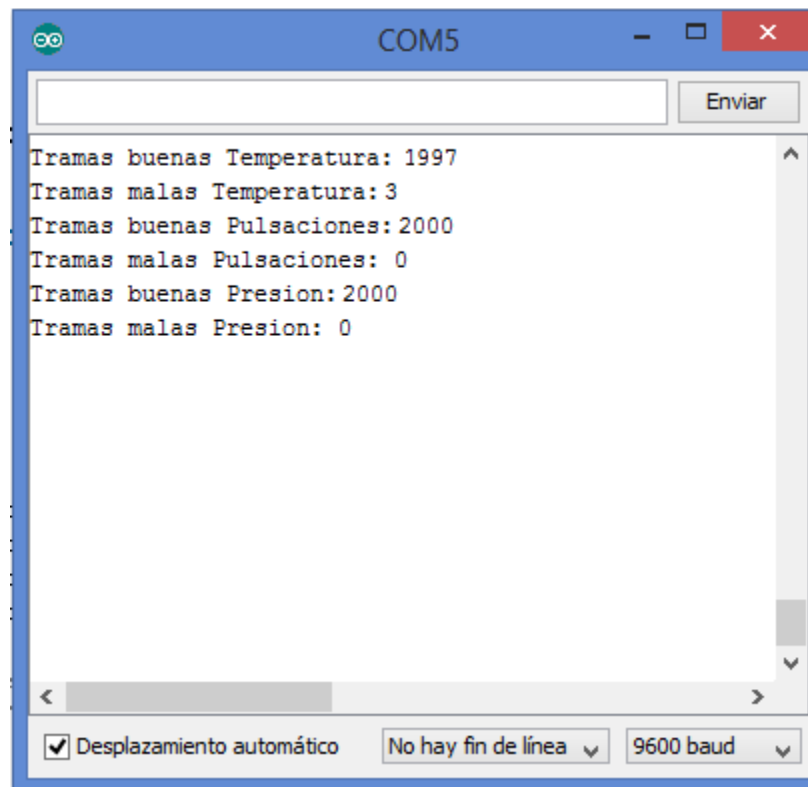


Figura 3.10. Tramas correctas e incorrectas.

A partir de la siguiente expresión matemática para calcular las FER, se obtuvieron los resultados de la Tabla 3.13.

$$\% FER = \frac{\text{Tramas incorrectas recibidas}}{\text{Tramas totales enviadas}} \times 100$$



Utilizando el método mencionado, se obtuvieron 100 registros de horas de subida, que permitieron calcular los diferentes tiempos que le toma al sistema completar un ciclo de procesamiento. Promediando estos valores se encontró que el tiempo promedio es de 3,32 segundos.

El principal motivo de presentar variaciones en el tiempo total de un ciclo de procesamiento radica en que la velocidad de conexión a Internet esta fluctuando constantemente.

El tiempo obtenido es considerablemente bajo en comparación al tiempo que le tomaría a un paciente o médico desplazarse hasta el centro de salud o el hogar respectivamente, para monitorear los signos vitales, por lo que se determina que la Pico-red Prototipo hace una gestión de la salud eficiente y en tiempo real, evitando los desplazamientos de los pacientes o el personal médico.

3.3.4. Tiempo de funcionamiento de los dispositivos sensores

En esta prueba se determinó cuántas son las horas de funcionamiento de cada BSU a partir del uso de una batería de 850mAh y 3.7 voltios 100% cargada. Para ello se inicializaron las BSU, y luego de cada hora transcurrida se tomó un registro de voltaje de las baterías. El resultado de esta prueba se resume en la Figura 3.12 y en la Tabla 3.14.

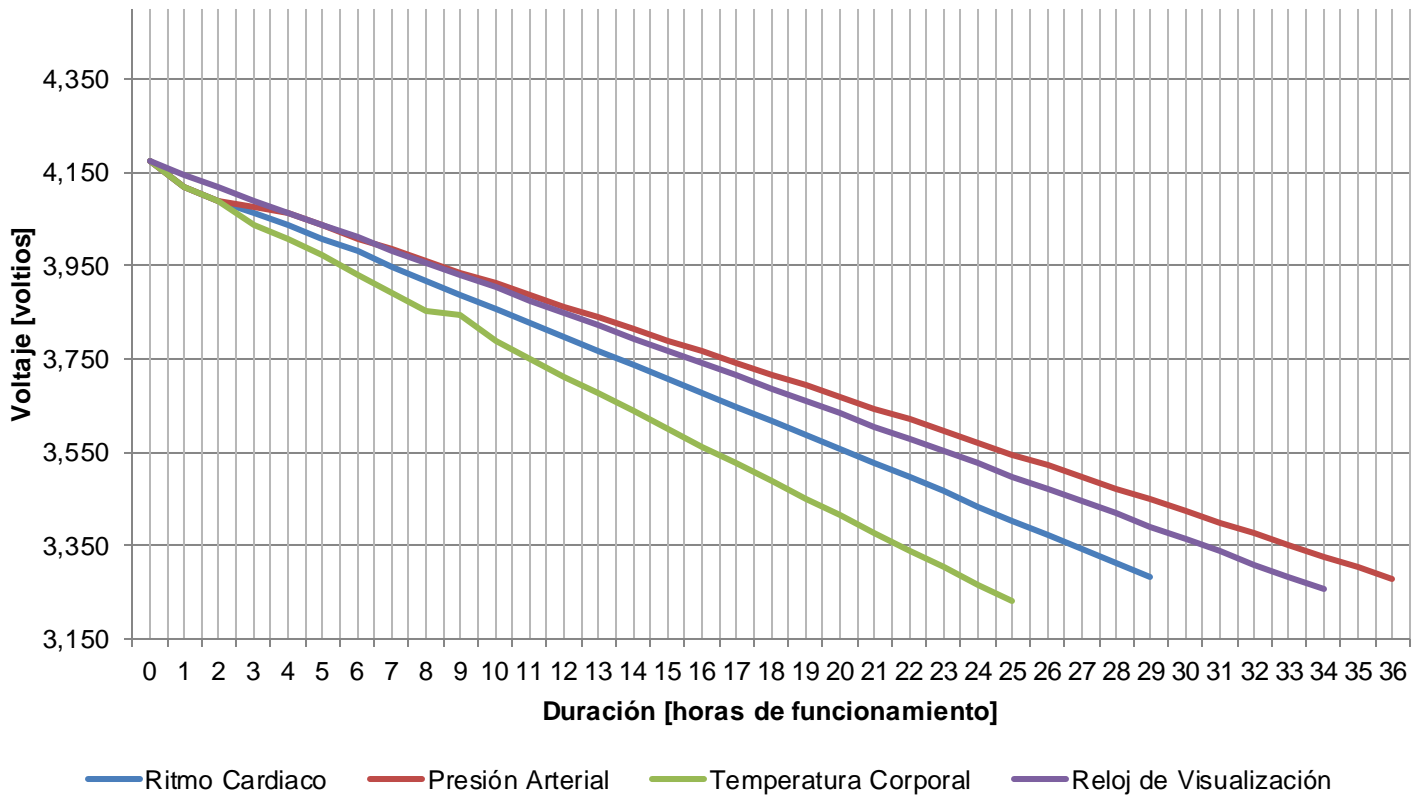


Figura 3.12. Resultados prueba de duración de baterías.



BSU	Tiempo total de funcionamiento
Temperatura Corporal	≈25 horas
Ritmo Cardíaco	≈29 horas
Reloj de visualización	≈34 horas
Presión Arterial	≈36 horas

Tabla 3.14. Tiempo total de funcionamiento de las BSU.

Al finalizar la prueba se encontraron diferentes horas de funcionamiento para cada dispositivo sensor, sin embargo se garantiza un funcionamiento de toda la Pico-red Prototipo de mínimo 24 horas con cada BSU 100% cargada.

El tiempo de carga de cada batería es de aproximadamente 2 horas y durante este tiempo las BSU no pueden continuar en funcionamiento, por lo que se recomendaría tener baterías de respaldo para hacer un uso ininterrumpido de la Pico-red Prototipo.

Según especificaciones de algunos dispositivos médicos con tecnología *Bluetooth* clásica, el tiempo de funcionamiento de estos dispositivos es de aproximadamente 1 día [63] [64], por lo que el sistema desarrollado se encuentra dentro de esta especificación.



4. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

4.1. INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de grado enfocó sus esfuerzos en el diseño e implementación de una Pico-red Prototipo que permite la interconexión de dispositivos médicos, específicamente para monitorear temperatura corporal, ritmo cardíaco y presión arterial, haciendo uso de la tecnología *Bluetooth*. Adicionalmente se integraron dos formas de visualización de los signos vitales; una a través de un reloj que porta el paciente y otra haciendo uso de la plataforma web *Xively*, que permite subir la información monitoreada a la nube para dar la posibilidad al personal médico encargado de la salud de dicho paciente, de gestionar su salud remotamente.

Con el fin de verificar el correcto funcionamiento del sistema implementado, se realizaron 2 tipos de pruebas; la primera denominada Evaluación de VISIGNET, con el propósito de comprobar la veracidad de las mediciones de las BSU, la segunda para evaluar el funcionamiento de la Pico-red Prototipo, en donde se determinó la cobertura, FER, tiempo de procesamiento de la información y tiempo de funcionamiento de las BSU a partir del uso de una batería 100% cargada.

En este capítulo se presentan las conclusiones y posibles trabajos futuros de investigación que pueden desprenderse del trabajo de grado realizado, con el fin de dar continuidad al desarrollo de nuevos prototipos para el monitoreo de la salud.

4.2. CONCLUSIONES

A partir del trabajo realizado y la experiencia adquirida, se plantean las siguientes conclusiones:

1. Con la realización de este trabajo de grado, se demostró la viabilidad de usar la topología de pico-redes de *Bluetooth* para el diseño e implementación de una WBAN que permite la interconexión de múltiples dispositivos médicos, para el intercambio de datos clínicos.
2. Los procedimientos de procesamiento de la información definidos para las BSU y la BCU, permitieron la correcta comunicación e intercambio de información entre los nodos de la Pico-red Prototipo utilizando módulos de radiofrecuencia del estándar IEEE 802.15.1 (*Bluetooth*), al igual que permitieron la transmisión de los datos clínicos a un sistema principal de monitoreo remoto (*Xively*).



3. A pesar de que no existe documentación relacionada con la conexión del módulo OBS421 y las Tarjetas de desarrollo *Arduino*, se integraron estos dos componentes para realizar conexiones punto a multipunto controladas por la BCU, logrando una conexión simultánea con las BSU y el reloj de visualización y evitando así los grandes retardos que provocaría el uso de un módulo *Bluetooth* sin esta característica. Además el módulo OBS421 permitió implementar la técnica de acceso al medio de sondeo (*polling*), gracias a la compatibilidad con la tecnología *Wireless Multidrop* y a los procedimientos de procesamiento de la información definidos.
4. Para la integración de un dispositivo sensor a la Pico-red Prototipo, es esencial contar con la API, en la que se especifique el formato de trama de transmisión, para así garantizar el correcto procesamiento de la información en la BCU. En caso de contar únicamente con un sensor, es posible adaptarle una unidad de procesamiento y un módulo *Bluetooth* para la creación de una BSU, de acuerdo a las tramas de transmisión diseñadas, garantizando la compatibilidad con la Pico-red Prototipo.
5. A través de las tarjetas de desarrollo *Arduino* y gracias a las diversas fuentes de información, soporte, librerías y hardware asociado disponibles para esta plataforma, se implementaron los dispositivos sensores para monitorear presión arterial, temperatura corporal y ritmo cardíaco, el reloj de visualización y la BCU con una conexión a Internet, que por medio de la plataforma web *Xively*, permitió cargar los signos vitales a la nube en tiempo real, para así monitorear remotamente el estado de salud de un paciente que usa la Pico-red Prototipo.
6. Por medio de las pruebas de evaluación de VISIGNET realizadas en la Unidad de Salud y en la División Integral de Salud de la Universidad del Cauca, se verificó la confiabilidad de las mediciones de las BSU del sistema, mediante la comparación de las medidas obtenidas con los dispositivos convencionales usados actualmente en los centros médicos u hospitales, obteniendo porcentajes de error inferiores al 3% y en el caso de los dispositivos de ritmo cardíaco y temperatura corporal niveles de significancia de 0,363 y 0,070 respectivamente que permitieron determinar que los dispositivos funcionan correctamente.
7. Con las pruebas de evaluación de funcionamiento de la Pico-red Prototipo se determinaron parámetros técnicos tales como: cobertura del sistema, tiempo de procesamiento de la BCU, FER y tiempo de funcionamiento de las BSU. De acuerdo a la tecnología *Bluetooth* utilizada, se obtuvieron resultados de cobertura ($\approx 12,4\text{m}$ y $\approx 5,81$ con 1 y 2 paredes como obstáculos respectivamente) acordes a los rangos de distancia especificados en las clases de los módulos Bluetooth utilizados. Por lo que se concluye que la Pico-red Prototipo está hecha funcionalmente para operar con todos sus nodos en un solo piso, permitiéndole al paciente una amplia movilidad. Según el tiempo total de procesamiento de la BCU, se obtuvo que el lapso entre cada visualización remota de los signos vitales por medio de la plataforma *Xively* es considerablemente bajo (3,32 segundos) en comparación al tiempo que le tomaría a un paciente o médico desplazarse hasta el centro de salud o el hogar respectivamente, para monitorear los signos vitales y por lo tanto el estado de salud del paciente. De acuerdo a la FER obtenida, se



concluye que la Pico-red Prototipo presenta baja tasa de errores o pérdida de tramas, que garantiza una gran confiabilidad de uso del sistema, teniendo en cuenta que en caso de perderse una trama de información, el sistema realiza un nuevo ciclo de recolección de datos en aproximadamente 3 segundos. Por último, el tiempo total de funcionamiento obtenido de las BSU con una única carga, le permite al paciente estar monitoreado constantemente durante las 24 horas del día sin necesidad de cambiar las baterías, que sumado a los resultados de cobertura obtenidos, le otorga al paciente la posibilidad de realizar sus actividades diarias y gestionar su salud simultáneamente.

8. La encuesta realizada a los pacientes que participaron de las pruebas de evaluación de VISIGNET permitió evaluar variables de preferencia, comodidad, facilidad y aceptación tecnológica, dando como resultado un alto nivel de preferencia de la Pico-red Prototipo (90%) como medio de monitoreo de signos vitales. Los pacientes además consideraron un uso cómodo y fácil de los dispositivos. Finalmente, el nivel de aceptación tecnológica obtenido es un claro indicador de que los pacientes están dispuestos a utilizar nuevas tecnologías en los temas de la salud, abriendo posibilidades para desarrollar sistemas médicos innovadores.
9. A partir de la evaluación y pruebas realizadas al sistema se demostró la fiabilidad de utilizar VISIGNET para supervisar pacientes que requieren de un monitoreo constante de sus signos vitales, como lo son pacientes que padecen enfermedades crónicas. Durante el diseño e implementación del sistema, se tuvo la oportunidad de dar a conocer el proyecto al Hospital Universitario San José y Asmet Salud, entidades que exaltaron el proyecto principalmente por su sentido social para ayudar a pacientes que lo requieran y por las múltiples aplicaciones que podría tener en un futuro, como el monitoreo de un paciente trasladado a un hospital en una ambulancia, gestionar la salud de pacientes en cuidados intensivos, entre otras. Son por estas razones que el prototipo realizado en este trabajo de grado abre oportunidades de crear prototipos más completos y así ofrecer al mercado un sistema como VISIGNET que mejore la calidad de vida de los pacientes.

4.3. TRABAJO FUTURO

Los resultados obtenidos en el presente trabajo de grado se presentan como referencia para trabajos futuros que busquen implementar nuevos sistemas de monitoreo de signos vitales, más completos e innovadores. Para ello se proponen los siguientes trabajos futuros:

- El módulo OBS421 permite interconectarse simultáneamente con hasta 7 dispositivos *Bluetooth*, por lo que es factible integrar nuevas BSU a la Pico-red Prototipo, abarcando el monitoreo de mayor cantidad de signos vitales y por lo tanto la supervisión de más enfermedades.
- Integrar en todas las unidades de la Pico-red Prototipo módulos *Bluetooth Low Energy* y utilizar el modo de funcionamiento de bajo potencia (*Sleep Mode*) en las



unidades de procesamiento, con el fin de disminuir el consumo de energía y de esta manera ampliar el tiempo de funcionamiento continuo con una única carga.

- Dependiendo del escenario de aplicación, si se requiere un rango de alcance mayor entre la BCU y las BSU, se pueden utilizar módulos *Bluetooth* de clase 1.
- Implementar en la BCU una interfaz de control para que el usuario pueda realizar configuraciones de diferentes parámetros de la Pico-red Prototipo, tales como: tiempo de recolección de signos vitales, tiempo entre cargas a *Xively*, añadir nuevas BSU de forma más sencilla, entre otros.
- Con el fin de garantizar interoperabilidad con diferentes sistemas, se plantea estandarizar la Pico-red Prototipo, según el estándar ISO/IEEE 11073, especificado para comunicación entre dispositivos médicos.
- Por medio de las librerías disponibles para la plataforma *Xively*, se pueden integrar de forma automática los signos vitales monitoreados por la Pico-red Prototipo a Historias Clínicas Personales (PHR²⁰, *Personal Health Record*) como Indivo, Microsoft HealthVault, o con Historias Clínicas Electrónicas (EHR²¹, *Electronic Health Record*) como OpenMRS, OpenEMR, OpenVista.
- Haciendo uso de la librería de Android de *Xively*, se propone diseñar e implementar una aplicación que permita visualizar los signos vitales monitoreados por la Pico-red Prototipo en un teléfono inteligente.

²⁰ Es un registro de salud donde la información relacionada al cuidado del paciente es administrada por el paciente [76].

²¹ Es una colección sistemática de información electrónica de salud relacionada a un paciente o población, donde la información es administrada por la entidad de salud encargada [76].



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Y. Khan y M. R. Yuce, «Wireless Body Area Network (WBAN) for Medical Applications,» *New Developments in Biomedical Engineering. INTECH*, 2010.
- [2] World Health Organization, «World Health Statistic 2013, A Wealth of Information on Global Public Health,» Suiza, 2013.
- [3] E. Macías, «La mHealth avanza a paso lento pero seguro,» Mayo 2013. [En línea]. Available: <http://www.ticbeat.com/sim/la-mhealth-avanza-paso-lento-pero-seguro>. [Último acceso: Julio 2014].
- [4] J. Elias, «Optimal design of energy-efficient and cost-effective wireless body area networks,» *Journal of Ad Hoc Networks*, vol. 13, pp. 560-574, 2014.
- [5] M. Chen, S. Gonzalez, A. Vasilakos, H. Cao y V. C. M. Leung, «Body Area Networks: A Survey,» *Journal of Mobile Networks and Applications*, vol. 16, nº 2, pp. 171-193, 2010.
- [6] H. Cao, V. Leung, C. Chow y H. Chan, «Enabling technologies for wireless body area networks: A survey and outlook,» *Communications Magazine, IEEE*, vol. 47, nº 12, p. 84–93, 2009.
- [7] K. Jamil Y. y Y. Mehmet R., «Wireless Body Area Network (WBAN) for Medical Applications,» de *New Developments in Biomedical Engineering, INTECH*, Domenico Campolo, 2010, pp. 591-628.
- [8] M. Mosquera y C. Solarte, «Análisis del Desempeño de la Técnica de Acceso en la Redes de Área Corporal,» Universidad del Cauca, Departamento de Telecomunicaciones, Popayán, 2013.
- [9] J. Khan, M. Yuce y F. Karami, «Performance Evaluation of a Wireless Body Area Sensor Network for Remote Patient Monitoring,» *30th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, IEEE*, 2008.
- [10] B. Latré, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia y P. Demeester, «A survey on wireless body area networks,» *Journal of Wireless Networks*, vol. 17, nº 1, pp. 1-18, 2011.
- [11] M. R. Yuce y J. Khan, «Introduction to Wireless Body Area Networks,» de *Wireless Body Area Networks: Technology, Implementation, and Applications*, 2011, pp. 1-15.



- [12] A. O. Isikman, L. Cazalon, F. Chen y P. Li, «Body Area Networks,» *Journal of Mobile Networks and Applications*, vol. 16, nº 2, pp. 171-193, 2011.
- [13] M. Al Ameen, J. Liu y S. S. K. K. Ullah, «A Power Efficient MAC Protocol for Implant Device Communication in Wireless Body Area Networks,» de *IEEE Consumer Communications and Networking Conference - Smart Spaces and Personal Area Networks*, 2011.
- [14] R. Kohno, K. Hamaguchi, H.-B. Li y K. Takizawa, «R&D and Standardization of Body Area Networks (BAN) for Medical Healthcare,» de *IEEE International Conference on Ultra-Wideband*, 2008.
- [15] N. Javais, S. Hayat, M. Shakir, A. Khan, S. Bouk H. y Z. Khan, «Energy Efficient MAC Protocols in Wireless Body Area Sensor Networks - A Survey,» *Journal of Basic Applied Scientific Research*, 2013.
- [16] S. Ullah, M. Mohaisen y M. Alnuem, «A Review of IEEE 802.15.6 MAC, PHY, and Security Specifications,» *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. Volumen 2013, p. 12, 2013.
- [17] Renesas Electronics, «Body Area Networks: The Smart Society Gets Personal,» 27 03 2013. [En línea]. Available: http://am.renesas.com/edge_ol/features/08/index.jsp. [Último acceso: 20 11 2013].
- [18] Wikipedia, «Medical Implant Communications Service,» [En línea]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_Implant_Communication_Service. [Último acceso: 23 11 2013].
- [19] F. C. Commission, «Wireless Medical Telemetry Service (WMTS),» [En línea]. Available: <http://www.fcc.gov/encyclopedia/wireless-medical-telemetry-service-wmts>. [Último acceso: 23 11 2013].
- [20] Wikipedia, «Banda ISM,» [En línea]. Available: http://es.wikipedia.org/wiki/Banda_ISM. [Último acceso: 22 11 2013].
- [21] Wikipedia, «Ultra-wideband,» [En línea]. Available: <http://en.wikipedia.org/wiki/Ultra-wideband>. [Último acceso: 22 11 2013].
- [22] H.-B. Li, K. Takinawa y R. Kohno, «Trends and Standardization of Body Area Networks (BAN) for Medical Healthcare,» de *European Wireless Technology Conference*, 2008.
- [23] C. Bisdikian, «An Overview of the Bluetooth wireless technology,» *IEEE Communications Magazine*, vol. 39, nº 12, pp. 86-94, 2001.



- [24] C. Gonzalez y C. E. Polanco, «Interfaz Piloto para la Integración de Bluetooth y Radio Móviles,» Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Departamento de Telecomunicaciones, Popayán, 2008.
- [25] H. Alemda y C. Ersoy, «Wireless sensor networks for healthcare: A survey,» *Journal of Computer Networks*, vol. 54, nº 15, pp. 2688-2710, 2010.
- [26] A. Bhargava y M. Zoltowski, «Sensors and wireless communication for medical care,» *14th International Workshop on Database and Expert Systems Applications, Proceedings. IEEE*, pp. 956-960, 2003.
- [27] J. Mišić y V. B. Mišić, «Implementation of security policy for clinical information systems over wireless sensor networks,» *Journal of Ad Hoc Networks*, vol. 5, nº 1, pp. 134-144, 2007.
- [28] G. Crouch, «National Instruments,» 08 Mayo 2013. [En línea]. Available: <http://www.ni.com/white-paper/14285/en/>. [Último acceso: 11 Noviembre 2013].
- [29] M. A. Hanson, H. C. Powell, A. T. Barth, K. Ringgenberg, B. H. Calhoun, J. H. Aylor y J. Lach, «Body area sensor networks: Challenges and opportunities,» *IEEE Computer Society*, vol. 42, nº 1, pp. 58-65, 2009.
- [30] A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, J. Joannopoulos, P. Fisher y M. Soljacic, «Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances,» *Science Magazine*, vol. 317, nº 5834, pp. 83-86, 2007.
- [31] K. Tutuncuoglu y A. Yener, «Optimum Transmission Policies for Battery Limited Energy Harvesting Nodes,» *Wireless Communications, IEEE Transactions*, vol. 11, nº 3, pp. 1180 - 1189, 2012.
- [32] D. Wang, Y. Lu, H. Zhang, J. Zhang y Y. Han, «Body piconet for the telemedicine system based on home networks,» de *IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering, CME*, Beijing, 2007.
- [33] U. Anliker, J. A. Ward, P. Lukowicz, G. Troster, F. Dolveck, M. Baer, F. Keita, E. B. Schenker, F. Catarsi, L. Coluccini, A. Belardinelli, D. Shklarski, M. Alon, E. Hirt, R. Schmid y M. Vuskovic, «AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system,» de *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2004.
- [34] P. Pandian, K. Mohanavelu, K. Safeer, T. Kotresh, D. Shakunthala, P. Gopal y V. Padaki, «Smart Vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system,» *Journal of Medical Engineering & Physics*, vol. 30, nº 4, pp. 466-477, 2008.
- [35] Qualcomm Life, Inc., «2net Hub,» [En línea]. Available: http://qualcomm.life.com/images/pdf/es/QUA213_01_2Net_Spec_HUB_SP_A4_M03.pdf. [Último acceso: 20 11 2013].



- [36] L. Betancur, «Redes de área corporal. Una perspectiva al futuro desde la investigación,» *Sistemas & Telemática*, vol. 9, nº 16, p. 11–30, 2011.
- [37] R. Pressman, *Ingeniería del software, un enfoque práctico Quinta edición*, Mc Graw Hill, 2002.
- [38] D. Rašković, A. Milenković, P. C. De Groen y E. Jovanov, «Telemedicine to Ubiquitous M-Health: The Evolution of E-Health Systems,» *Biomedical Information Technology, Academic Press, Burlington*, pp. 479-496, 2008.
- [39] «La mHealth avanza a paso lento pero seguro,» [En línea]. Available: [http://www.ticbeat.com/sim/la-mhealth-avanza-paso-lento-pero-seguro/..](http://www.ticbeat.com/sim/la-mhealth-avanza-paso-lento-pero-seguro/) [Último acceso: Febrero 2014].
- [40] Arduino, «Arduino Mega 2560,» [En línea]. Available: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560>. [Último acceso: Marzo 2014].
- [41] Raspberry Pi, «Raspberry Pi,» [En línea]. Available: <http://www.raspberrypi.org/>. [Último acceso: Marzo 2014].
- [42] ConnectBlue, «Bluetooth Serial Port Adapter AT Commands,» 01 04 2014. [En línea]. Available: <http://support.connectblue.com/display/PRODBTSPA/Bluetooth+Serial+Port+Adapter+AT+Commands#BluetoothSerialPortAdapterATCommands-WirelessMultidrop%E2%84%A2>. [Último acceso: 03 2014].
- [43] Bluetooth, «The Smart Way to Connect,» [En línea]. Available: <http://www.bluetooth.com/Pages/Bluetooth-Brand.aspx>. [Último acceso: 03 2014].
- [44] ConnectBlue, «cB-OBS421 Electrical Mechanical Data Sheet,» 6 Mayo 2014. [En línea]. Available: <http://support.connectblue.com/display/PRODBTSPA/cB-OBS421+Electrical+Mechanical+Data+Sheet>. [Último acceso: Mayo 2014].
- [45] Arduino, «Arduino Pro Mini,» [En línea]. Available: <http://arduino.cc/en/pmwiki.php?n=Main/ArduinoBoardProMini>. [Último acceso: Mayo 2014].
- [46] Microchip, «Solutions for Medical Applications,» [En línea]. Available: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/01062b.pdf>. [Último acceso: Abril 2014].
- [47] Arduino, «Arduino Lilypad,» [En línea]. Available: <http://arduino.cc/en/pmwiki.php?n=Main/ArduinoBoardLilyPad>. [Último acceso: Mayo 2014].
- [48] Sparkfun, «Pulse Sensor,» [En línea]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/11574>. [Último acceso: Mayo 2014].



- [49] C. French, de *Data Processing and Information Technology*, Thomson, 1996, p. 2.
- [50] A. Chobanian y e. al, «The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure (JNC 7),» *JAMA*, vol. 289, nº 19, pp. 2560-2571, 2003.
- [51] Sund-Levander, Märtha, C. Forsberg y L. K. Wahren, «Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review.,» *Scandinavian journal of caring sciences*, vol. 16, nº 2, pp. 122-128, 2002.
- [52] American Heart Association, «All About Heart Rate (Pulse),» 11 Julio 2014. [En línea]. Available: http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/More/MyHeartandStrokeNews/Heart-Rate---Pulse_UCM_438850_Article.jsp. [Último acceso: Julio 2014].
- [53] «Global Mobile Awards 2014,» Barcelona, 2014.
- [54] Xively, «Xively is the Public Cloud specifically built for the Internet of Things,» [En línea]. Available: https://xively.com/whats_xively/. [Último acceso: Mayo 2014].
- [55] Xively, «Xively Libraries,» [En línea]. Available: <https://xively.com/dev/libraries/>. [Último acceso: Mayo 2014].
- [56] Universidad Autónoma de Madrid, «Introducción al SPSS, Manejo y Procesamiento Básico de Datos Básico en SPSS,» [En línea]. Available: http://www.uam.es/personal_pdi/economicas/eva/pdf/introspss.pdf. [Último acceso: Agosto 2014].
- [57] D. M. López, «La Investigación Científica, Sesión 4. Análisis Estadístico con SPSS,» Popayán, 2012.
- [58] R. M. Martínez, L. Tuya, M. Martínez, A. Pérez y A. M. Cánovas, «El Coeficiente de Correlación de los Rangos de Spearman - Caracterización,» *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, vol. 8, nº 2, 17 Noviembre 2009.
- [59] Tensoval, «¿Cómo medir la presión arterial?,» [En línea]. Available: <http://www.tensoval.es/como-medir-la-presion-arterial.php>. [Último acceso: Agosto 2014].
- [60] S. Zimmer, «Síndrome de la Bata Blanca,» Proyecto Salud, [En línea]. Available: <http://www.proyecto-salud.com.ar/shop/detallenot.asp?notid=5872>. [Último acceso: Agosto 2014].
- [61] ConnectBlue and U-blox, «OBS421 Dual-mode Bluetooth serial port module,» 2014. [En línea]. Available: http://www.u-blox.com/images/downloads/Product_Docs/obs421_productssummary_ubx-14005327.pdf. [Último acceso: Junio 2014].



- [62] Sparkfun, «Bluetooth Basics,» [En línea]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/bluetooth-basics>. [Último acceso: Junio 2014].
- [63] Texas Instruments, «Wireless Connectivity for Medical Applications».
- [64] Zephyr, «HxM BT – Wireless Bluetooth Heart Rate Monitor,» [En línea]. Available: <http://zephyranywhere.com/products/hxm-bluetooth-heart-rate-monitor/>. [Último acceso: Agosto 2014].
- [65] J. Y. Khan y M. R. Yuce, «Wireless Body Area Network (WBAN) for Medical Applications,» de *New Developments in Biomedical Engineering*, INTECH, 2010, pp. 591-627.
- [66] L. García y H. Mercedes, «Signos Vitales,» *Best Practice: Evidence Based Practice Information Sheets for Health Professionals*, vol. 3, n° 3, p. 1, 1999.
- [67] Wagner, Sigurd, E. Bonderover, W. B. Jordan y J. C. Sturm, «Electrotextiles: concepts and challenges,» *International Journal of High speed electronics and systems*, vol. 12, n° 02, pp. 391-399, 2002.
- [68] Bluetooth, «Serial Port Profile,» 2012.
- [69] Bluetooth, «Health Device Profile,» 2008.
- [70] D. Paul, Q. B. Huynh y J. C. Peck, «Serial Peripheral Interface». Estados Unidos Patente 8,589,717, 16 Noviembre 2013.
- [71] D. García Barreto, E. Groning Roque, R. García y Hernández, «The high blood pressure and the white coat effect,» *Revista Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular*, vol. 16, n° 1, pp. 32-29, 2010.
- [72] P. López Martínez, «Desarrollo de sistemas de tiempo real basados en componentes utilizando modelos de comportamientos reactivos,» Universidad de Cantabria, Departamento de Electrónica y Computadores, Santander, 2010.
- [73] Texas Instruments, «Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART),» 2010.
- [74] Health Level Seven International (HL7), «HL7 PHR System Functional Model,» 2013.
- [75] K. Sup Kwak, S. Ullah y N. Ullah, «An Overview of IEEE 802.15.6 Standard,» de *3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL)*, Incheon, South Korea, 2011.
- [76] IEEE Standards Association, «Part 15.6: Wireless Body Area Networks,» IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks, 2012.

ANEXO A. CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO BLUETOOTH OBS421

El módulo Bluetooth de la BSU debe ser configurado previamente como maestro para que sea este módulo quién realice las conexiones automáticas respectivas con las BSU de la Pico-red y así intercambiar información. Adicionalmente se deben almacenar en la memoria del OBS421 las direcciones MAC de los módulos *Bluetooth* a los que se desea conectar, ya que este Bluetooth permite realizar una conexión punto-multipunto.

A continuación se presenta la configuración detallada e ilustrada del módulo *Bluetooth* OBS421:

1. Primero se debe descargar el Software de configuración del módulo *Bluetooth* llamado *Serial Port Adapter Toolbox*²² de la página web del fabricante ConnectBlue.
2. Una vez descargado el software se debe conectar el módulo *Bluetooth* al computador usando un convertor de USB a TTL como el que se muestra en la Figura A.1 de acuerdo a las conexiones mostradas en la Tabla A.1.



Figura A.1. Conversor USB a TTL

Bluetooth OBS421	Conversor USB a TTL
TX	TX
RX	RX
VCC	5V
GND	GND

Tabla A.1. Conexión del Bluetooth OBS421 al conversor USB a TTL.

²² Sitio Web, *Serial Port Adapter Toolbox*, <http://support.connectblue.com/display/PRODTOOLS/cB-2138+Serial+Port+Adapter+Toolbox>

En la Figura A.2 se observa la conexión del módulo *Bluetooth* OBS421 al computador usando un conversor USB a Lógica Transistor a Transistor (TTL, *Transistor-Transistor Logic*).

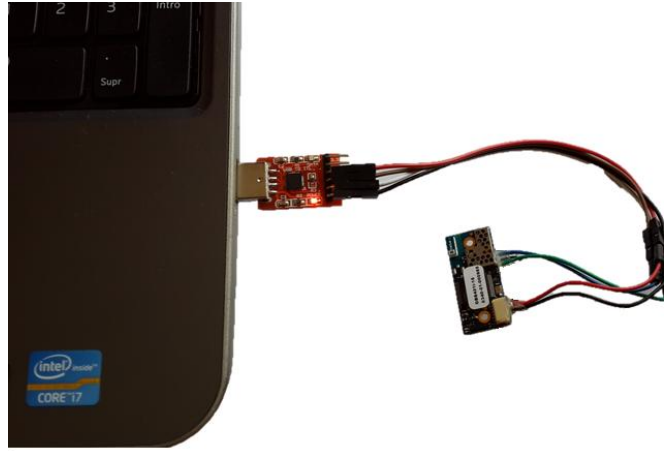


Figura A.2. Conexión del OBS421 al computador.

3. Una vez realizada la conexión correspondiente se procede a abrir el software de configuración, el cual despliega la ventana mostrada en la Figura A.3, en donde se debe seleccionar “*Bluetooth SPA*” y posteriormente “*OK*”.

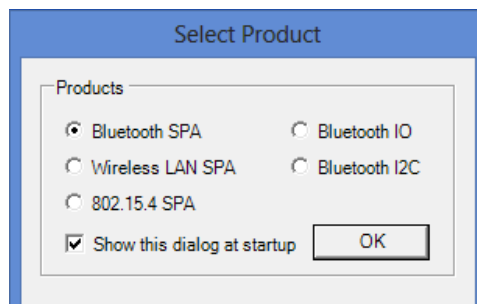


Figura A.3. Ventana de selección de producto.

4. Seguidamente se despliega la ventana de conexión, como se observa en la Figura A.4 en donde se debe dar clic en el botón “*Connect*”. Una vez presionado el botón, se despliega la ventana de la Figura A.5. En esta ventana se establece una tasa de baudios de 57600, 8 bits de datos, sin paridad, 1 bit de parada y sin control de flujo. Cabe destacar que estas configuraciones dependen de los parámetros por defecto que trae el módulo *Bluetooth*.

Los parámetros “*Connection*” y “*Escape Sequence*” se dejan como vienen por defecto. Es fundamental que el Puerto de Comunicación (COM port, *COMmunication port*) seleccionado sea el mismo en el cual se instaló el conversor USB a TTL. Para verificarlo se abre el administrador de dispositivos del computador y en la sección Puertos se observa el puerto COM en el que se instaló el conversor, tal y como se observa en la Figura A.6.



Finalmente se da clic en “OK”.

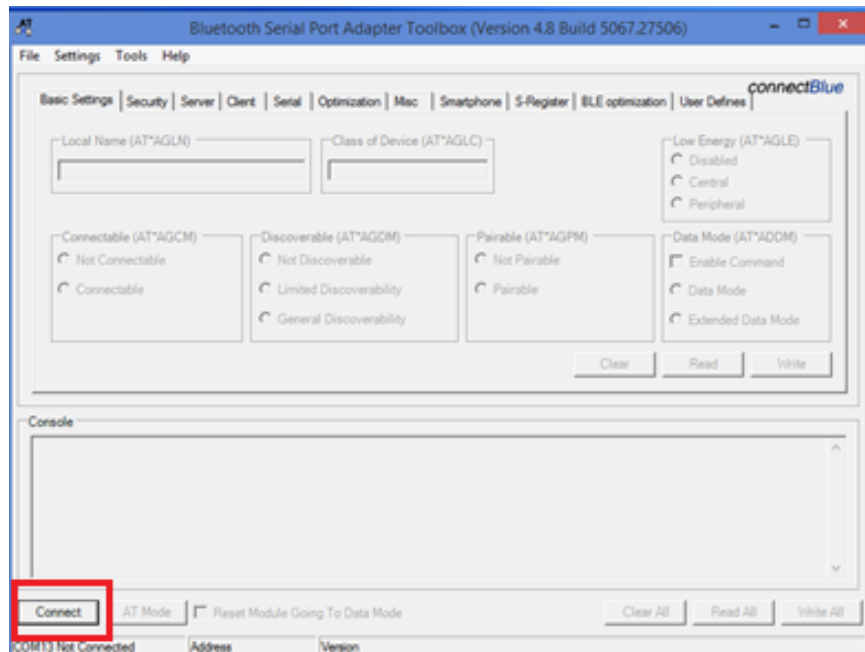


Figura A.4. Ventana de conexión.

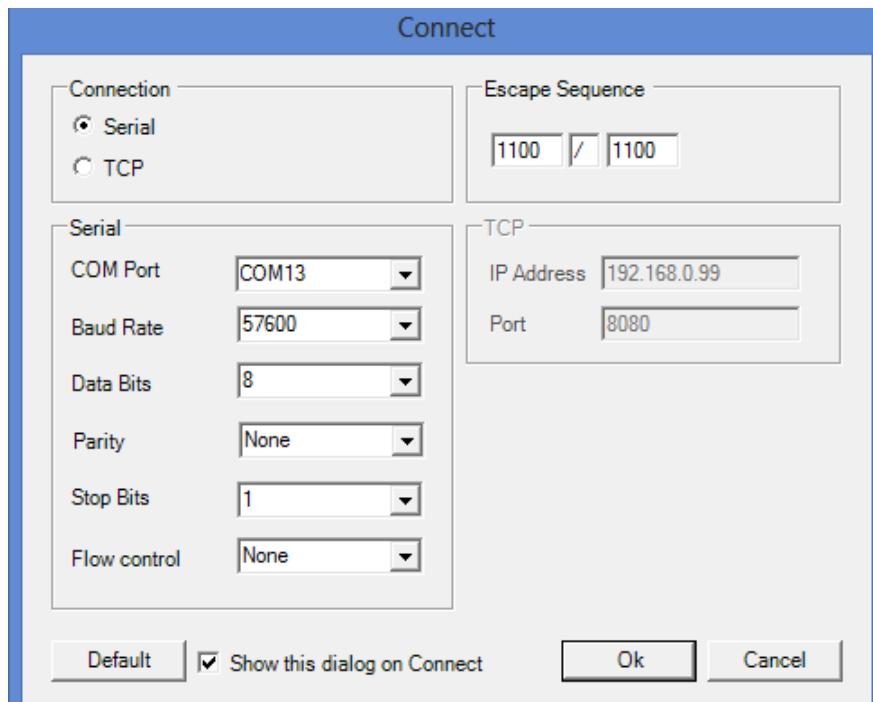


Figura A.5. Configuración básica de conexión

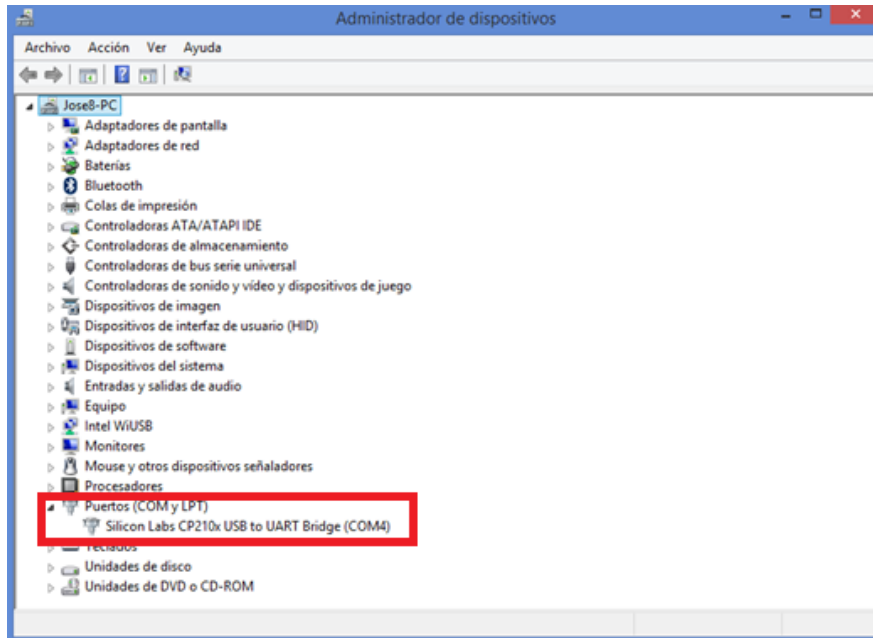


Figura A.6. Verificación de puerto COM.

5. Si la conexión del módulo y la selección de los parámetros básicos de conexión son correctos, se habilita el botón “AT Mode”, como se muestra en la Figura A.7. Este botón permite ingresar en el modo de configuración del *Bluetooth* al ser presionado.

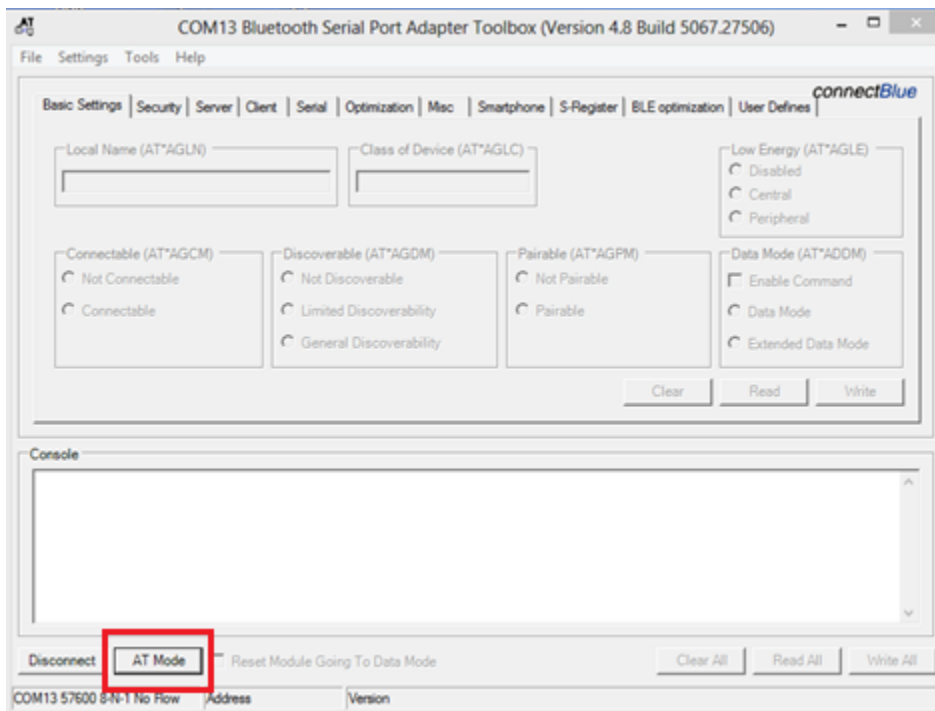


Figura A.7. Acceso al modo de configuración del Bluetooth.

En la Figura A.8 se muestra resaltado en rojo la confirmación del ingreso en el modo de configuración del *Bluetooth*.

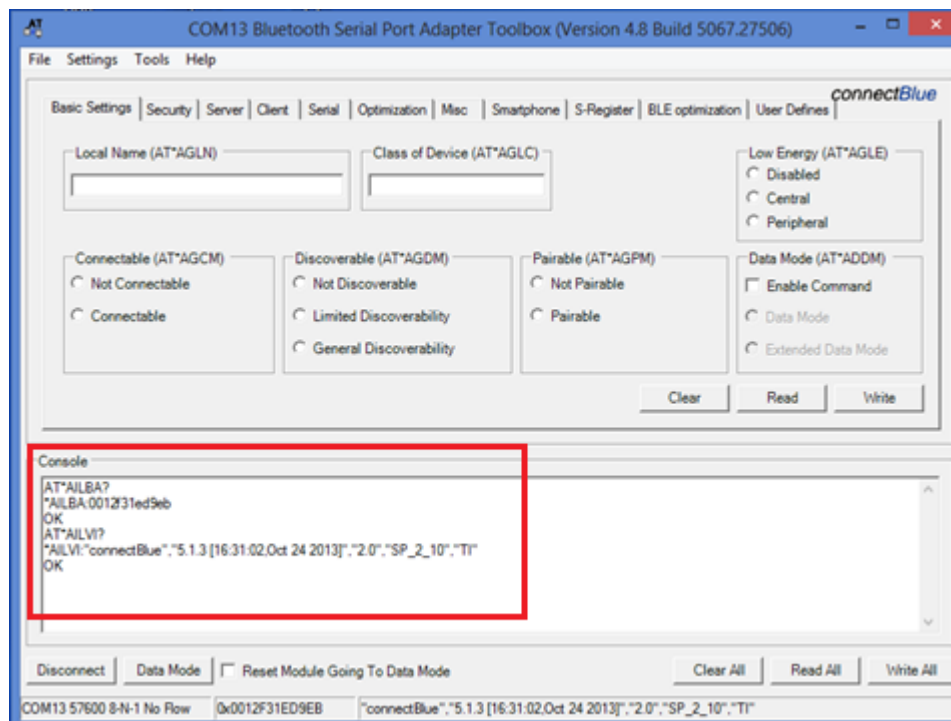


Figura A.8. Verificación de conexión exitosa.

6. En la Figura A.9 se establecen los parámetros básicos de configuración del módulo OBS421. Para leer los parámetros configurados en el módulo se utiliza el botón “Read”. Entre los parámetros de configuración básicos se destacan:

- Nombre Local del Dispositivo (*Local Name*): es el nombre que identifica el módulo, para este caso OBS421.
- Clase del *Bluetooth* (*Class of Device*): define la clase del *Bluetooth* y por tanto el rango de alcance, definido en la Tabla 1.3.
- Conectable (*Connectable*): permite o no aceptar conexiones de otros *Bluetooth*.
- Detectable (*Discoverable*): permite o no que el OBS421 sea detectado por otros módulos *Bluetooth*.
- Emparejable (*Pairable*): permite o no el emparejamiento con este módulo *Bluetooth*.
- Baja Energía (*Low Energy*): activa o desactiva el modo de baja energía. Cabe resaltar que con este modo activado, el módulo OBS421 solo se

puede conectar simultáneamente hasta con máximo de 3 dispositivos (clásicos o de baja energía).

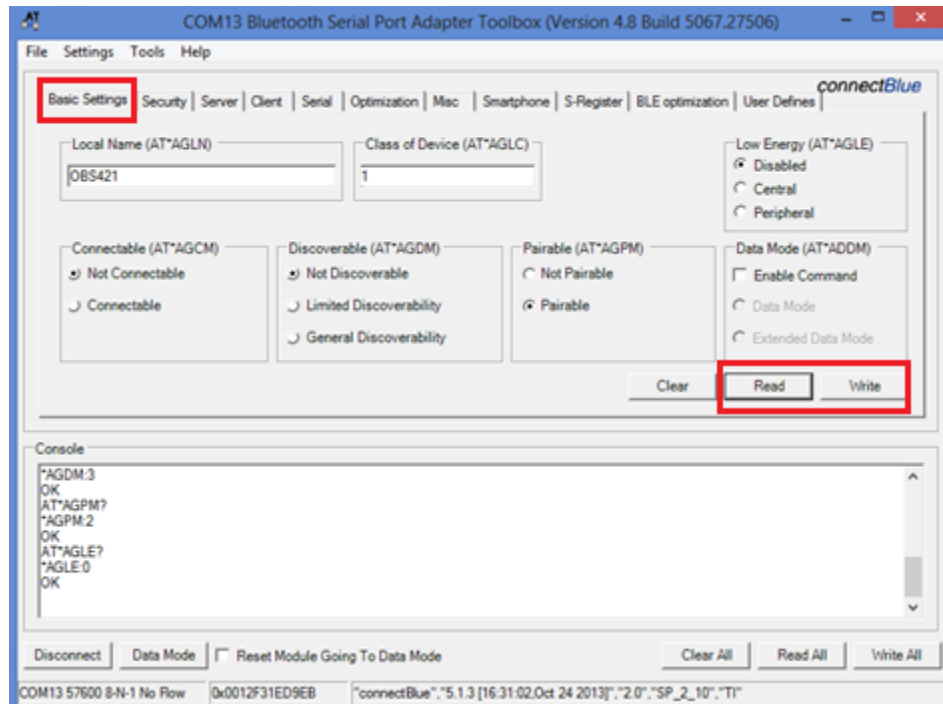


Figura A.9. Configuraciones básicas.

Para la Pico-red Prototipo es importante que el módulo OBS421 tenga deshabilitadas las opciones de conexión y detección por motivos de seguridad. Además se desactiva el modo de baja energía, para lograr una conexión con mayor cantidad de dispositivos, que para este módulo son máximo 7 *Bluetooth* clásicos.

7. El módulo *Bluetooth* de la BCU debe funcionar en modo maestro también llamado cliente. En la Figura A.10 se muestra la ventana de configuración para este modo de funcionamiento. Adicionalmente es de resaltar que es en esta sección donde se adicionan las MAC de las BSU.

A continuación se resaltan los parámetros más importantes de esta configuración:

- Perfil del Cliente (*Client Profile*): establece el perfil que será utilizado para intercambiar información.
- Número de Dispositivos Remotos (*Number of Remote Peers*): establece el número máximo de dispositivos a los cuales se puede conectar el módulo OBS421.
- *Wireless Multidrop*: establece el máximo número de dispositivos que funcionaran con la tecnología *Wireless Multidrop*.



- Identificador del Dispositivo (*Peer ID*) y Dirección (*Address*): permiten identificar los dispositivos remotos que serán conectados, donde el campo *Address* corresponde a la MAC.
- Siempre Conectado (*Always Connected*): permite o no realizar peticiones constantes de conexión a los dispositivos remotos.

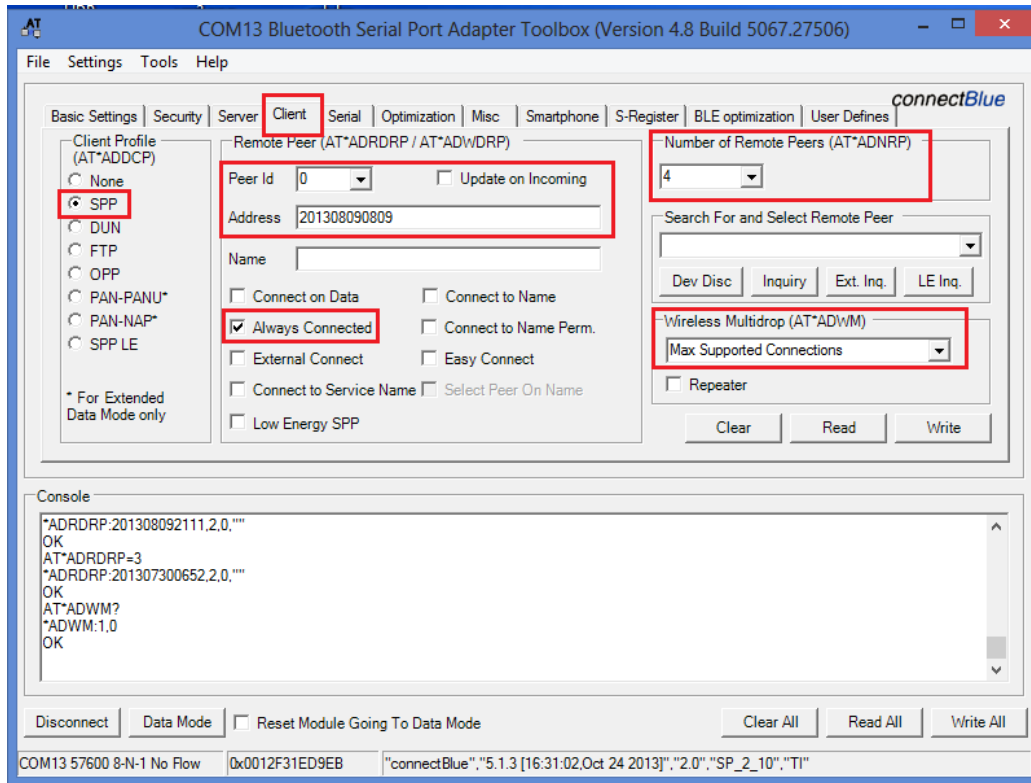


Figura A.10. Configuración del modo maestro (cliente).

Para la implementación de la Pico-red Prototipo se utilizó el perfil SPP para garantizar la compatibilidad con los dispositivos electrónicos seleccionados. Se seleccionó un número máximo de 4 dispositivos que corresponden a: presión arterial, ritmo cardíaco, temperatura corporal y el reloj de visualización. Además se seleccionó el modo de “siempre conectado”, necesario para que el *Bluetooth* OBS421 se conecte automáticamente a los dispositivos almacenados una vez estén disponibles.

Las MAC de cada BSU se pueden encontrar al reverso de los módulos Bluetooth o haciendo uso de un celular o computador con Bluetooth.

8. De la Figura A.11 es importante resaltar el parámetro Código Pin (*Pin Code*), que permite establecer la contraseña utilizada para efectos de emparejamiento de la BCU con las BSU.

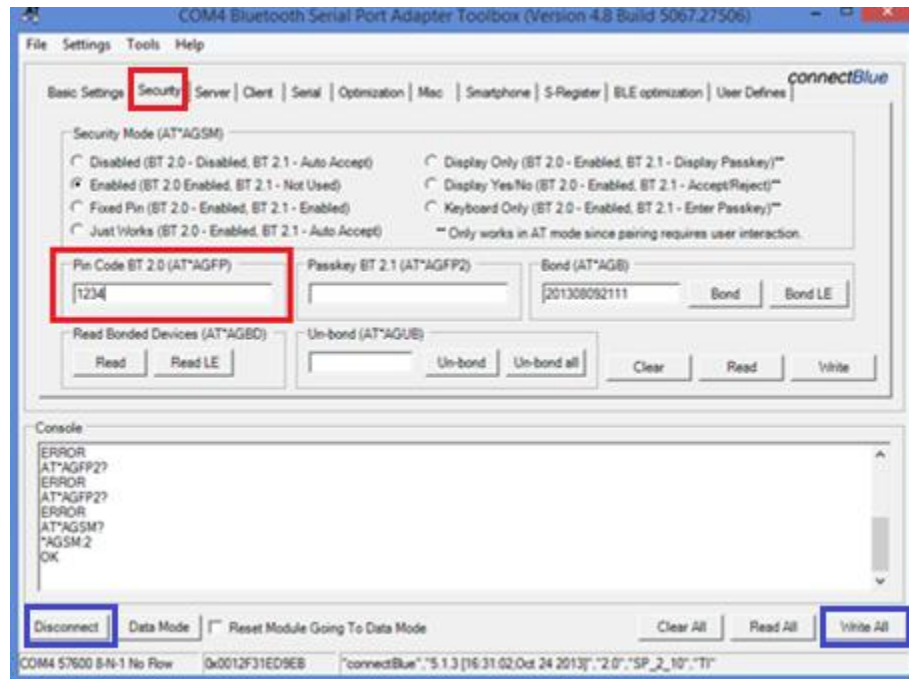


Figura A.11. Configuración de seguridad.

Una vez definidas las respectivas configuraciones, se hace clic en el botón “*Write All*” para almacenar en la memoria del *Bluetooth* dichas configuraciones. Finalmente mediante el botón “*Disconnect*” se desconecta el módulo OBS421 quedando listo para ser utilizado en la Pico-red.

ANEXO B. MANUAL DE USUARIO DE VISIGNET

B.1. PRESENTACIÓN

VISIGNET es un sistema diseñado principalmente para pacientes que requieren de un constante monitoreo de sus signos vitales de manera remota, a través de una plataforma web.

El paciente desde la comodidad de su hogar o cualquier otro sitio con conexión a Internet, y que esté usando los dispositivos de VISIGNET, podrá enviar sus signos vitales para que el personal médico encargado gestione su salud las 24 horas del día, sin la necesidad de trasladarse al centro médico.

VISIGNET cuenta con dispositivos sensores para medir: temperatura corporal, ritmo cardíaco y presión arterial.

A continuación se muestran los dispositivos que contiene VISIGNET.

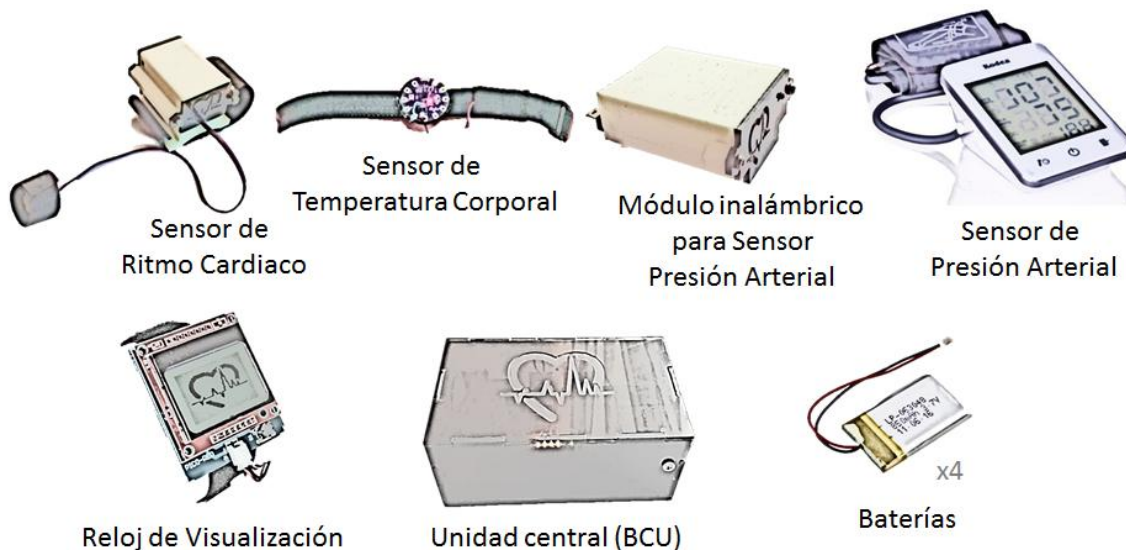


Figura B.1. Componentes de VISIGNET.

B.2. PROCEDIMIENTOS INICIALES

Antes de iniciar con el uso de los dispositivos sensores, se debe inicializar primero la BCU. Para ello se debe:

1. Conectar el cable Ethernet de conector RJ45 con conexión a Internet (Figura B.2).
2. Conectar el cable de polarización (Figura B.2) al *Jack* de la BCU.

Una vez realizadas las conexiones, estas se deben quedar como las mostradas en la Figura B.3.

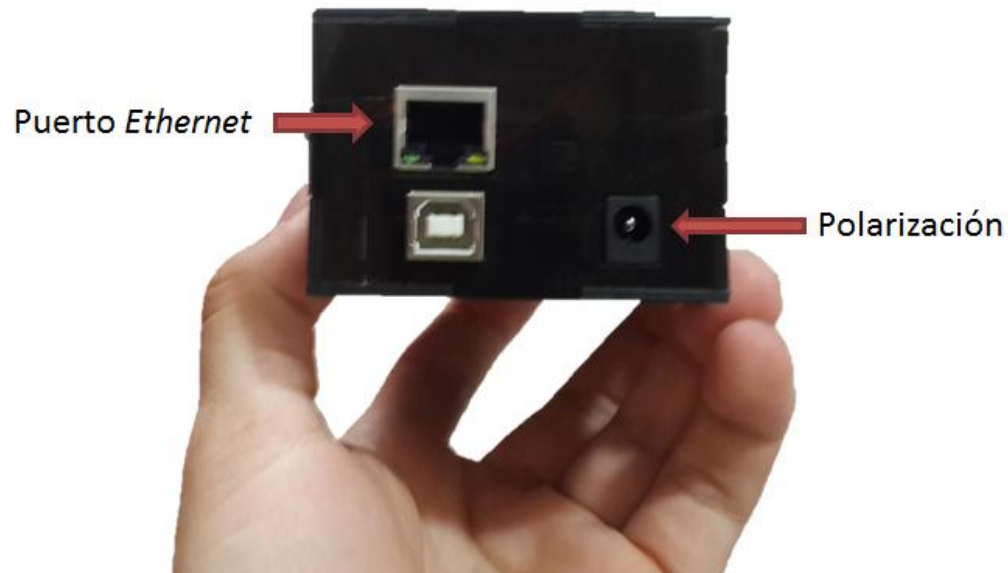


Figura B.2. Conectores de la BCU.

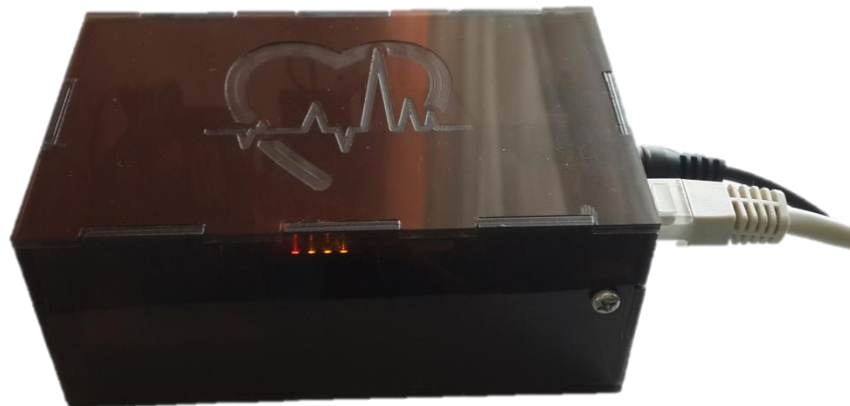


Figura B.3. BCU inicializada.

B.3. OPERACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS SENSORES

Luego de inicializada la BCU, se procede a ubicar los dispositivos sensores en el cuerpo, siguiendo las siguientes instrucciones.

B.3.1. Ritmo Cardíaco

Los pasos que se deben seguir para utilizar correctamente el dispositivo de ritmo cardíaco, son los siguientes:

1. Ajustar el sensor en la muñeca.
2. Ubicar el dedo índice o anular sobre el sensor.
3. Ajustar el velcro alrededor del dedo, de tal forma que el sensor quede firme.
4. Encender el dispositivo.

Los pasos descritos anteriormente se detallan en la Figura B.4. En la Figura B.5 se muestra como debe quedar correctamente ubicado el dispositivo de ritmo cardíaco.

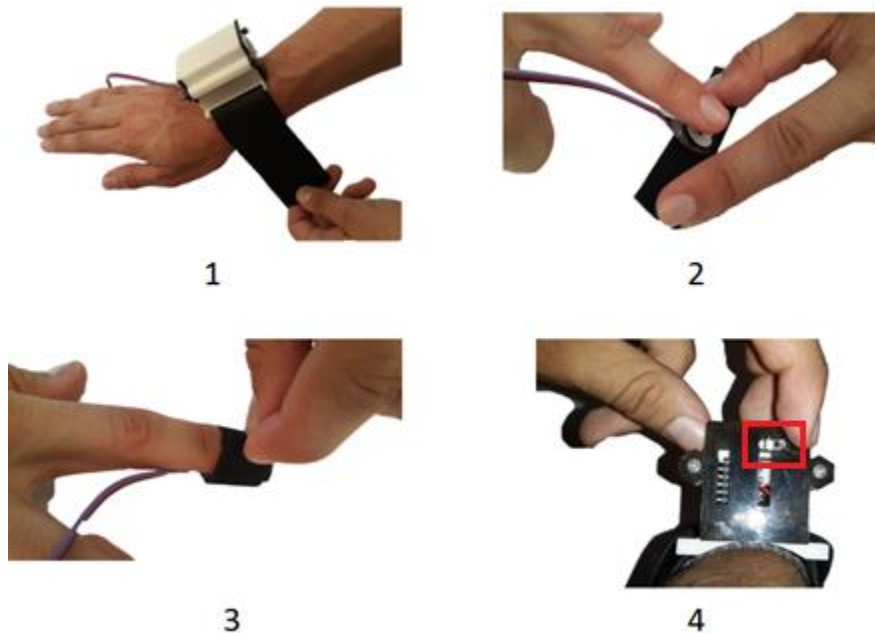


Figura B.4. Pasos para usar el dispositivo de ritmo cardíaco.

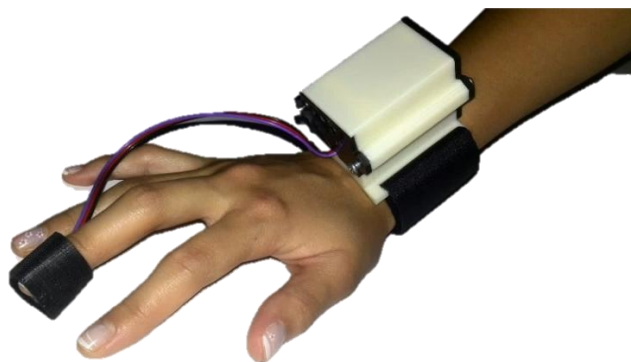


Figura B.5. Dispositivo de ritmo cardíaco ubicado correctamente.

B.3.2. Temperatura Corporal

A continuación se muestran los pasos a seguir para inicializar el dispositivo de temperatura corporal.

1. Ubicar la banda alrededor del pecho, ajustándola mediante el velcro.
2. Verificar que el sensor de temperatura se encuentre sobre la axila.
3. Encender el dispositivo.

Estos pasos se muestran en la Figura B.6.



Figura B.6. Pasos para inicializar el dispositivo de temperatura corporal.

B.3.3. Presión Arterial

Para tomar una medida de presión arterial a través del dispositivo *Kodea*, se deben seguir los siguientes pasos (Figura B.7):

1. Conectar la boquilla del tubo de aire en el dispositivo.
2. Colocar la banda en el brazo, asegurándose que la manguera quede encima del codo.
3. Ajustar la banda por medio del velcro, a una distancia de aproximadamente 2 a 3 centímetros encima del codo.
4. Antes de iniciar la medición, ubicar el brazo a la altura del corazón.
5. Presionar el botón de encendido durante 2 segundos para iniciar la medición.

Después de terminada la medición retirarse la banda del brazo y seguir los siguientes pasos para cargar la información a VISIGNET (Figura B.8).

1. Encender el módulo inalámbrico del dispositivo de presión arterial
2. Conectar el módulo inalámbrico al dispositivo *Kodea*.

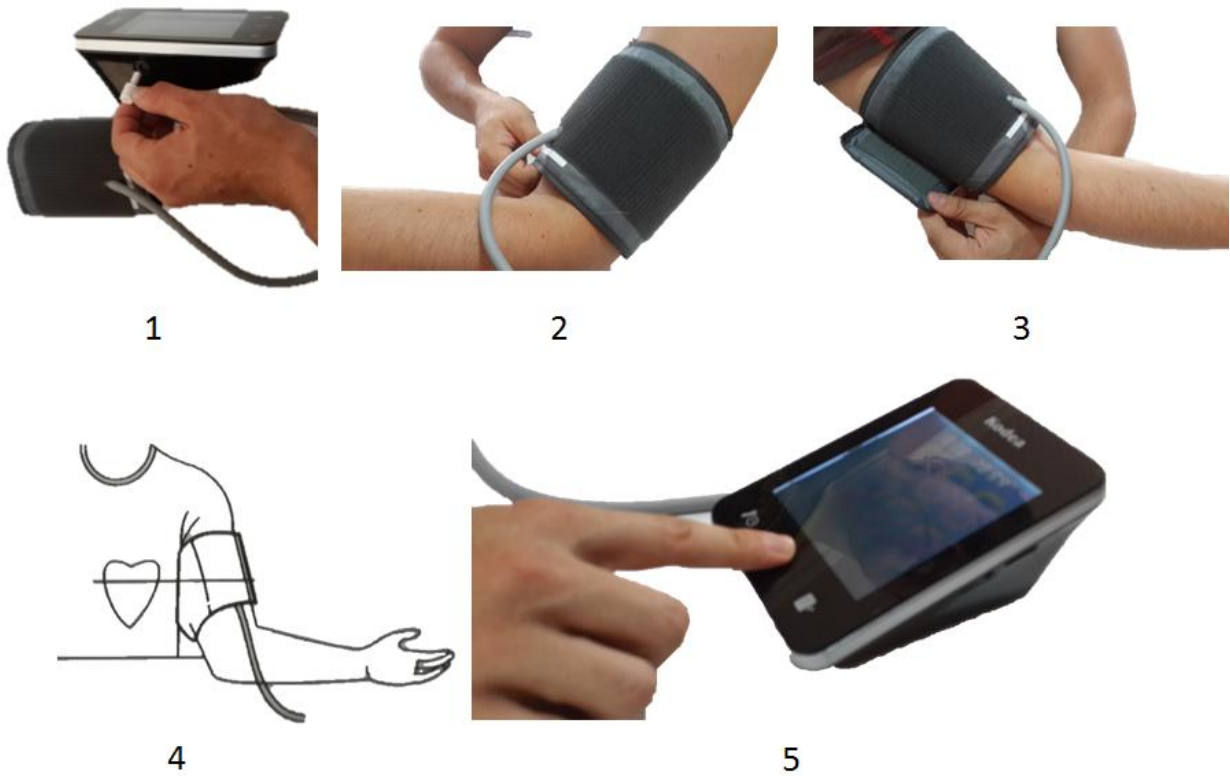


Figura B.7. Toma de la presión arterial con el dispositivo *Kodea*.

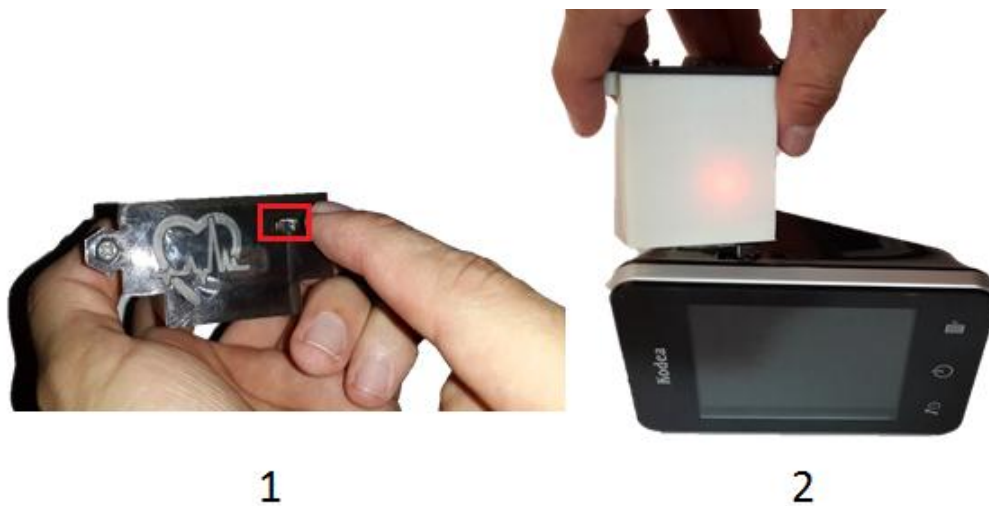


Figura B.8. Uso del módulo inalámbrico para el dispositivo de presión arterial.

En la Figura B.9 se muestra la correcta conexión del dispositivo *Kodea* y el módulo inalámbrico. Note que debe aparecer el mensaje “UUU” indicando que la conexión fue exitosa.



Figura B.9. Correcta conexión del dispositivo de presión arterial.

B.4. SISTEMAS DE VISUALIZACIÓN DE VISIGNET

VISIGNET cuenta con dos sistemas para la visualización de los signos vitales; uno diseñado para el paciente, a través de un reloj, y otro que permite el monitoreo remoto por parte del personal médico mediante la plataforma web *Xively*

B.4.1. Reloj de visualización

Para usar el reloj de visualización se debe ajustar este a la muñeca y conectar el cable de polarización, tal como se muestra en la Figura B.10. Si aparece la imagen de inicio (corazón) significa que el reloj se inicializó correctamente.



Figura B.10. Reloj de visualización.

El reloj de visualización contiene los campos en la Figura B.11.



Figura B.11. Campos desplegados en el reloj de visualización.

Si el reloj de visualización muestra en el campo de mediciones el mensaje “Conect..”, significa que se perdió la conexión con dicho dispositivo sensor, por lo que se debe verificar su estado. Si en pantalla se despliega el mensaje “BCU DESCONECTADA”, se debe verificar el estado de la unidad central. Estas situaciones son presentadas en la Figura B.12.

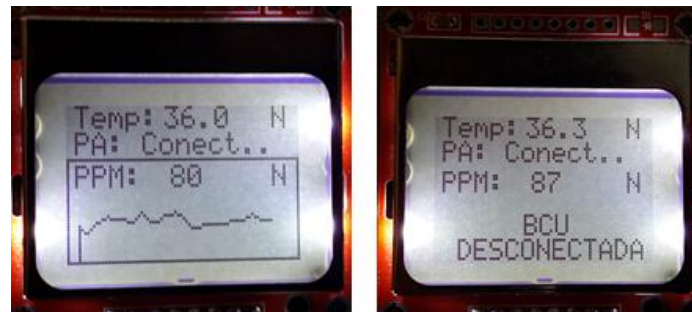


Figura B.12. Mensajes del reloj de visualización.

En la Tabla B.1 se muestra el significado de la clasificación de los signos vitales mostrados en pantalla.

Clasificación de medidas de los dispositivos sensores		
Sensor	Clasificación	Significado
Temperatura Corporal	B	Baja
	N	Normal
	A	Alta
Ritmo Cardíaco	B	Bajo
	N	Normal
	A	Alto
Presión Arterial	N	Normal
	PH	Pre Hipertensión
	H1	Hipertensión de estado 1
	H2	Hipertensión de estado 2

Tabla B.1. Clasificación de medidas de los dispositivos sensores.



En la Tabla B.2 se muestra la lista de los precios de cada uno de los componentes utilizados para la implementación de VISIGNET. El costo total del proyecto fue aproximadamente de \$ 1,109.000.

Resumen de los costos de los componentes utilizados para la implementación de la Pico-red Prototipo

BCU	Arduino Mega 2560	\$ 52.000,00
	BluetoothOBS421	\$ 280.000,00
	Módulo Ethernet	\$ 28.000,00
BSU de Presión Arterial	Dispositivo de PA Kodea v2.0	\$ 350.000,00
	Arduino Pro Mini	\$ 26.000,00
	Bluetooth HC-05	\$ 30.000,00
	Batería de 3.7V y 850mAh	\$ 24.000,00
BSU de Temperatura Corporal	Sensor de temperatura de Lilypad	\$ 10.000,00
	Arduino Lilypad MainBoard	\$ 30.000,00
	Bluetooth HC-05	\$ 30.000,00
	Batería de 3.7V y 850mAh	\$ 24.000,00
BSU de Ritmo Cardíaco	Sensor de pulso	\$ 50.000,00
	Arduino Pro Mini	\$ 26.000,00
	Bluetooth HC-05	\$ 30.000,00
	Batería de 3.7V y 850mAh	\$ 24.000,00
Reloj de Visualización	Arduino Pro Mini	\$ 26.000,00
	Bluetooth HC-05	\$ 30.000,00
	Pantalla Nokia 5110	\$ 15.000,00
	Batería de 3.7V y 850mAh	\$ 24.000,00

Tabla B.2. Precio de los componentes de VISIGNET.

B.4.2. Xively

Para ver remotamente el monitoreo de los signos vitales, se debe ingresar al link: <https://xively.com/feeds/272738807>. En la Figura B.13 se muestra el despliegue de las mediciones más recientes de VISIGNET en la plataforma Xively.



Develop Manage Settings Developer Center


Piconet

Feed ID: 272738807
API Endpoint: <https://api.xively.com/v2/feeds/272738807>

Channels Last updated 2 minute ago [Graphs](#)

1.Temperatura	37.40
2.Sistolica	120
3.Diastolica	83
4.RitmoCardiaco	49

Location



Location Name
Latitude: 2.4779511
Longitude: -76.5807515
Elevation:

Metadata

Tags: [Signal_Vitalis](#)
Description:
Created: 2014-02-01 14:32:10 -0500
Creator: jaco94h
Website:
Email:

Figura B.13. Plataforma de monitoreo remoto, Xively.



ANEXO C. CERTIFICACIÓN DE LAS PRUEBAS REALIZADAS

Popayán, 22 de Agosto de 2014

Señores

FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

Ciudad

Referencia: Certificación de pruebas de trabajo de grado

Cordial saludo

Por medio de la presente certifico que los estudiantes ALEJANDRO CAJIAO BRAVO y JOSE ALBERO HIDALGO PAZ, identificados con códigos 06092098 y 06092123 respectivamente, estudiantes activos del programa de INGENIERIA ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES, quienes están realizando el Trabajo de Grado titulado “Pico-red Prototipo para Interconexión de Dispositivos Médicos”, realizaron las pruebas de funcionamiento de sus dispositivos en la Unidad de Salud y la División Integral de Salud de la Universidad del Cauca bajo mi supervisión, entre los días 21 y 25 de Julio y del 11 al 15 de Agosto del presente año, con el fin de cumplir con el objetivo específico número 3 “Evaluar el funcionamiento y operación de la pico-red en un escenario definido”.

La metodología para realizar las pruebas consistió básicamente en tomar los signos vitales con los sensores de VISIGNET a los pacientes que ingresaron a consulta externa y luego obtener los signos vitales medidos a través de los dispositivos que uso en mi consultorio. Todo esto fue posible de realizar con el consentimiento de los pacientes.

Atentamente

Dra. Zully García



ANEXO D. ENCUESTA APLICADA A LOS PACIENTES

Encuesta de satisfacción del uso de la pico-red prototipo para interconexión de dispositivos médicos.

1. ¿Qué prefiere para medir sus signos vitales?

Dispositivos tradicionales VISIGNET

2. Califique de 1 a 10 la facilidad para medir los signos vitales con VISIGNET. Donde 10 es muy fácil y 1 representa un alto grado de dificultad.

Facilidad de medición

3. Que tan cómodo se siente al usar los sensores de VISIGNET. Califique de 1 a 10 el grado de comodidad. Donde 10 es el grado máximo de comodidad y 1 el menor.

Grado de comodidad

4. Le parece adecuado usar nueva tecnología en los temas de la salud.

SI NO