

UACM

Universidad Autónoma
de la Ciudad de México

Nada humano me es ajeno

COLEGIO DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

LICENCIATURA EN INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICOS Y DE
TELECOMUNICACIONES

***“Diseño de un sistema de monitoreo inalámbrico de signos vitales
utilizando tecnología ZigBee”***

TRABAJO RECEPCIONAL
PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADA EN
INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICOS Y DE TELECOMUNICACIONES

PRESENTA:

Sandra Morales Espinoza

Director de Trabajo recepcional

Ing. José Miguel Vargas Pliego

México, D.F. Mayo, 2015

SISTEMA BIBLIOTECARIO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE LA CIUDAD DE MÉXICO COORDINACIÓN ACADÉMICA

RESTRICCIONES DE USO PARA LAS TESIS DIGITALES

DERECHOS RESERVADOS ©

La presente obra y cada uno de sus elementos está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor; por la Ley de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México, así como lo dispuesto por el Estatuto General Orgánico de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México; del mismo modo por lo establecido en el Acuerdo por el cual se aprueba la Norma mediante la que se Modifican, Adicionan y Derogan Diversas Disposiciones del Estatuto Orgánico de la Universidad de la Ciudad de México, aprobado por el Consejo de Gobierno el 29 de enero de 2002, con el objeto de definir las atribuciones de las diferentes unidades que forman la estructura de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México como organismo público autónomo y lo establecido en el Reglamento de Titulación de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México.

Por lo que el uso de su contenido, así como cada una de las partes que lo integran y que están bajo la tutela de la Ley Federal de Derecho de Autor, obliga a quien haga uso de la presente obra a considerar que solo lo realizará si es para fines educativos, académicos, de investigación o informativos y se compromete a citar esta fuente, así como a su autor ó autores. Por lo tanto, queda prohibida su reproducción total o parcial y cualquier uso diferente a los ya mencionados, los cuales serán reclamados por el titular de los derechos y sancionados conforme a la legislación aplicable.

Agradecimientos

Quiero expresar mis más profundos agradecimientos a todos mis profesores de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México, por compartir sus conocimientos, su orientación, su forma de trabajo, su persistencia, su paciencia y sus palabras de aliento que fueron fundamentales para mi formación como profesionista.

Me gustaría agradecer particularmente a mi Director de Trabajo Recepcional, el Ingeniero José Miguel Vargas Pliego, por su esfuerzo, dedicación y guía para ayudarme a terminar este trabajo.

Agradezco a cada uno de los sinodales y lectores:

- Lic. Samuel Orduño Ponce
- M. en C. Dairo Jesús Orjuela Henry
- M. en C. José Luis Quiroz Fabián
- M. en C. Josiane Jaime Rodríguez Suárez

Por haberme inculcado en mí un sentido de seriedad, responsabilidad y rigor académico sin los cuales no podría haber terminado este proyecto.

Y especialmente agradezco a todos los que estuvieron a mi alrededor desde el inicio y posterior desarrollo de mi trabajo, les agradezco con creces.

Con admiración y respeto.

¡Gracias!

Sandra Morales Espinoza.

Dedicatoria

Al creador de todas las cosas, el que me ha dado fortaleza para continuar cuando he estado a punto de caer; por ello, con toda la humildad que de mi corazón puede emanar, dedico primeramente mi trabajo a Dios.

A mi madre por ser la persona que me ha acompañado durante todo mi trayecto estudiantil y de vida. A mi padre quien con sus consejos ha sabido guiarme para culminar mi carrera profesional.

A todas aquellas personas que han sido el principal cimiento para la construcción de mi vida profesional, que sentaron en mi las bases de responsabilidad y deseos de superación, de ellos tengo el espejo en el cual me quiero reflejar pues sus virtudes infinitas y sus grandes conocimientos me llevan a admirarlos cada día más.

Sandra Morales Espinoza

Objetivos

Objetivos generales

Diseñar un sistema de una red de sensores con comunicación inalámbrica para el cuerpo para medir dos constantes vitales comunes: *temperatura corporal* y *ritmo cardiaco*. Los cuáles son los valores para dar el estado general cuerpo, y determinar lo más pronto posible alguna emergencia en el paciente monitorizado.

De esta manera, el presente trabajo brinda un panorama de la manera en que las tecnologías emergentes tales como las de redes de sensores ZigBee son aplicadas al cuidado de la salud y como apoyo en aplicaciones médicas existentes.

Objetivos particulares

- Diseñar un programa en un microcontrolador para que analice las muestras de valores de los signos vitales, optimizando el proceso de monitorización de una persona.
- Generar señales que simulen el ritmo cardiaco y temperatura corporal para monitorizar a pacientes con problemas de salud, por ejemplo arritmias cardiacas o hipotermia.
- Comprobar la factibilidad de uso de la tecnología ZigBee en la monitorización de signos vitales.

Justificación

De acuerdo con los resultados definitivos del Censo de población y Vivienda 2013, la proporción de menores de 15 años disminuyó 4.8 puntos porcentuales en 10 años mientras que en el grupo de adultos mayores aumentó 1.3. (Censo de Población y Vivienda [INEGI], 2010). Por lo que se ha invertido la pirámide poblacional a comparación de otros años, en un futuro habrá más personas mayores. En la actualidad se conoce que las enfermedades que con mayor frecuencia se presentan en la etapa de la adultez y vejez son las *crónico-degenerativas* como la diabetes, hipertensión arterial, dislipidemias (colesterol y triglicéridos elevados), Insuficiencias Respiratorias, disritmias Cardiacas, etc. Patologías que, de no ser atendidas y vigiladas adecuadamente, pueden llevar a desenlaces lamentables.

La **esperanza de vida** de los **mexicanos** se ha duplicado en las últimas ocho décadas, pues mientras en 1930 vivían en promedio 34 años, en 2010 llegó a 75 años, informó el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (**INEGI**), manteniendo un estado de salud moderado.

Estas patologías no son curables una vez que aparecen, sin embargo se pueden prevenir llevando un estricto control sobre los niveles característicos de la enfermedad. El llevar un estricto control implica mediciones rutinarias y continuas de los signos vitales de las personas, ofreciendo así una mejor calidad de vida.

La temperatura corporal y la frecuencia cardiaca orienta al personal de la salud respecto al estado de sus pacientes, estos signos vitales son elementos que priorizaran la atención al enfermo. Es por eso que en el presente trabajo se diseña un sistema donde se ofrece lectura a distancia de constantes vitales, con métodos no invasivos a la salud.

Resumen

El diseño de un Sistema de monitorización inalámbrico de signos vitales, se planeó con la necesidad de ayudar a los pacientes enfermos del corazón o en su defecto con alguna otra enfermedad. Medir la Frecuencia Cardíaca y la Temperatura Corporal ayuda a dar un diagnóstico factible del estado de salud. Este diseño aplica su desarrollo con los siguientes procesos: sensado, transmisión y recepción.

El diseño del sistema de monitorización contiene dos sensores corporales que hacen las lecturas de la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal donde los resultados se visualizan en un LCD, seguidamente se envían los datos a un receptor de forma inalámbrica conectado a una computadora que contiene una interfaz para visualizar de forma rápida la información recibida.

ZigBee es un estándar de comunicaciones inalámbricas ideal para redes domóticas, diseñado para reemplazar la proliferación de sensores individuales. Está basado en el estándar IEEE 802.15.4 de redes inalámbricas personal (Wireless Personal Area Network, WPAN) y tiene como objetivo las aplicaciones que requieren comunicaciones seguras con baja tasa de envío de datos y maximización de la vida útil de sus baterías. Cubre las necesidades del mercado de un sistema bajo costo, bajo consumo, seguro y fiable.

ÍNDICE GENERAL

Objetivos	iii
Objetivo Generales	iii
Objetivos Particulares	iii
Justificación.....	iv
Resumen.....	v
Lista de Figuras y Tablas.....	vii
Introducción.....	1
Capítulo 1 Comunicaciones Inalámbricas.....	2
1.1 Tipos de comunicaciones inalámbricas en Radiofrecuencia	2
1.1.1 Consideraciones sobre las comunicaciones RF de corto alcance.....	3
1.2 Banda ISM (Industrial, Scientific and Medical).....	3
1.3 Tecnologías y estándares inalámbricos.....	3
1.4 Redes de sensores.....	4
1.4.1 Redes de sensores cableadas.....	5
1.4.2 Redes de sensores Inalámbricas.....	5
1.5 Estándares utilizados en las redes de sensores.....	6
1.5.1 ZigBee.....	6
1.5.1.1 Estándar IEEE 802.15.4.....	7
1.5.2 Arquitectura de protocolos.....	8
1.5.3 Dispositivos de una red ZigBee.....	10
1.5.4 Comunicación y descubrimiento de dispositivos.....	11
1.5.5 Modos de funcionamiento.....	12
1.5.6 Modelo de Redes ZigBee.....	14
1.5.7 Seguridad.....	16
1.5.7.1 Modelo básico de seguridad.....	16
1.5.7.2 Arquitectura de seguridad.....	17
1.6 Desarrollo de pruebas con sensores y pruebas con el cuerpo humano.....	17
Capítulo 2 Sensores para el cuerpo.....	23
2.1. Tipos de sensores.....	22
2.2 Sensores Inalámbricos.....	25
2.3 Sensores para monitorear los indicadores vitales.....	26
2.3.1 Nociones sobre la Temperatura Corporal.....	26
2.3.1.1 Especificaciones técnicas del sensor de temperatura.....	28
2.3.2 Nociones de la Frecuencia Cardíaca.....	36
2.3.2.1 Especificaciones técnicas del sensor de Frecuencia Cardíaca.....	40
Conclusión.....	45
Capítulo 3 Diseño de la simulación.....	46
3.1 Red empleada para el sistema.....	46
3.2 Etapa de sensado.....	49
3.3 Etapa de procesamiento digital.....	52
3.4 Etapa de transmisión inalámbrica.....	55
3.5 Etapa de Visualización.....	61
3.6 Etapa de alimentación.....	62

3.7 Desarrollo de la simulación de la red.....	63
3.8 Comparación con otros proyectos.....	76
Conclusión.....	79
Capítulo 4 Resultados.....	80
4.1 Pruebas experimentales.....	80
4.1.1 Monitorización de la temperatura corporal.....	80
4.1.2 Monitorización de la frecuencia cardiaca.....	82
4.2 Proceso de Trasmisión y Recepción de datos.....	86
4.3 Graficación de datos de la Frecuencia Cardiaca.....	91
Conclusión.....	94
Conclusiones.....	95
Acrónimos y Siglas.....	98
Bibliografías.....	100
Anexos.....	101

Lista de figuras y tablas

- Figura 1.1 Figura 1.1 Tecnologías y estándares inalámbricos (*Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4)*, 2007:4) (página 3)
- Figura 1.2 Aplicaciones de ZigBee (*Comunicación para Dispositivos*, 2007) (página 6)
- Figura 1.3 Protocolos de ZigBee (Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4) ,2007) (página 8)
- Figura 1.4 Pila de protocolos OSI (Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4) ,2007) (página 9)
- Figura 1.5 Topologías de ZigBee (Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4) ,2007) (página 15)
- Figura P1. Camisetas Inteligentes (Chronius, 2012) (página 19)
- Figura P2. Sensor ([CORDIS](#), 2013) (página 20)
- Figura P3. Sensor Owlet (Owlet Baby Monitor, 2015). (página 21)
- Figura P4. Camisa inteligente MyHeart (“My Heart”, 2008). (página 22)
- Figura 2.1 Diferentes zonas de la medición de la temperatura (Medir temperatura corporal, 2013) (página 27)
- Figura 2.2 Diagrama de Bloques del sensor (página 28)
- Figura 2.3 Espejo de corriente (Mayné, 6) (página 30)
- Figura 2.4 MCP9804 (Microchip, 2009) (página 32)
- Figura 2.5 Diagrama del funcionamiento del sensor (Microchip, 2009) (página 32)
- Figura 2.6 MCP9800 (Microchip, 2010) (página 33)
- Figura 2.7 Diagrama de bloques del sensor (Microchip, 2010) (página 34)
- Figura 2.8 Termistor (*Medir la temperatura.com*, s.f) (página 35)
- Figura 2.9 Termistor (Medir la temperatura.com, s.f) (página 36)
- Figura 2.10 Electrocardiograma (Dubin, 1974) (página 38)
- Figura 2.11 Derivaciones de un ECG (Dubin, 1974) (página 39)
- Figura 2.12 A) Forma de tomar un ECG, B) Triangulo de Einthoven (Dubin, 1974) (página 39)
- Figura 2.13 Módulo ECG (Medlab, 2008). (página 41)
- Figura 2.14 Electrodo de correa y vista seccional (*My EKG, La Web del Electrocardiograma*, s.f) (página 42)
- Figura 2.15 Amplificador y Amplificador diferencial básico (Moreno Ignacio, 60) (página 42)
- Figura 2.16 Amplificador de instrumentación (Moreno Ignacio, 60) (página 43)
- Figura 2.17 AD620 (Analog Device, 2011) (página 44)
- Figura 2.18 Circuito para captura de señales ECG propuesto por el fabricante del amplificador. (Analog Device, 2011) (página 45)
- Figura 3.1 Diagrama de bloques del sistema (página 46)
- Figura 3.2 Diagrama de bloques del sistema (página 47)
- Figura 3.3 Topología Multipunto (http://www.psc.edu/networking/perf_tune.html.) (página 47)
- Figura 3.4 Red de sensores (http://www.psc.edu/networking/perf_tune.html.) (página 48)
- Figura 3.5 Conexión de sensor y diagrama a bloques (página 49)
- Figura 3.6 Diagrama a bloques de la Frecuencia Cardiaca (página 50)
- Figura 3.7 Amplificador de Instrumentación AD620a (página 50)
- Figura 3.8 Funcionamiento del Filtro Notch (página 51)
- Figura 3.9 Detector envolvente y filtro (página 51)
- Figura 3.10 a) Filtro pasa altas de 0.1Hz y filtro pasa bajas 0.7 Hz (página 51)
- Figura 3.11 Conformador de Onda cuadrada (página 52)
- Figura 3.12 Estructura típica de un microcontrolador ([Beltran](#),2013) (página 53)
- Figura 3.13 Etapas de Procesamiento Digital (W. Smith, 1999) (página 53)
- Figura 3.14 Diagrama a bloques de procesamiento (página 54)
- Figura 3.15 Diagrama a bloques del PIC16F877 (Microchip, 2003) (página 55)
- Figura 3.16 Diagrama de Bloques Xbee (Digi. 2011) (página 58)
- Figura 3.17 Conexiones básicas (Digi. 2011) (página 58)
- Figura 3.18 Modos de operación de Xbee (Digi. 2011) (página 59)
- Figura 3.19 Alimentación de un dispositivo Xbee (Digi. 2011) (página 61)
- Figura 3.20 LCD Grafico (Hantronix, 2003) (página 61)
- Figura 3.21 Acondicionamiento de la Batería (página 62)
- Figura 3.22 Simulación del pulso cardiaco con 1mV de Voltaje de entrada (página 64)
- Figura 3.23 Grafica de la temperatura en 36°C rango normal del ser humano. (página 64)

- Figura 3.24 Circuito del sensor de la frecuencia cardiaca (Román, 2012) (página 65)
- Figura 3.25 Circuito del monoestable 74121 (Román, 2012) (página 65)
- Figura 3.26 Circuito del pulso cardiaco(Román, 2012) (página 66)
- Figura 3.27 Graficas de salidas del pulsometro (página 66)
- Figura 3.28 Conexión del sensor de temperatura y su respuesta de salida (página 67)
- Figura 3.29 Conexión de los dos sensores al PIC(Román, 2012) (página 68)
- Figura 3.30 Simulación completa del sistema de monitoreo (página 70)
- Figura 3.31 Trama XBEE (Digi International Inc, 2012) (página 69)
- Figura 3.32 X-CTU Configuración del Puerto y Configuración del módulo ([Plataformas Zigbee](#), 2012) (página 71)
- Figura 3.33 Sistema implementado (página 72)
- Figura 3.34 COMPIM (página 73)
- Figura 3.35 Cuantificación de la señal eléctrica (página 75)
- En la figura 3.36 se muestra el diagrama a bloques del sistema que se realizó(pag 77)
- Figura 3.37 Proyecto ensamblado. (Olvera, 2013) (página 78)
- Figura 3.38 Diagrama a bloques del sistema(Paguay, 2013) (página 78)
- Figura 3.39Sistema de Temperatura Corporal. (Paguay, 2013) (página 78)
- Figura 4.1 Interfaz del LCD (página 81)
- Figura 4.2 Resultados de las muestras tomadas de la temperatura corporal (página 81)
- Figura 4.3 Interfaz de la Frecuencia Cardiaca (página 83)
- Figura 4.4 Resultado Con frecuencia Cardiaca Normal y la cantidad de pulsos por minuto (página 84)
- Figura 4.5 Resultado de la Frecuencia Cardiaca Taquicardia y pulsos por minutos (página 85)
- Figura 4.6 Resultado de la Frecuencia Cardiaca Bradicardia y pulsos por minutos (página 85)
- Figura 4.7 Configuración de la interfaz USB ([Plataformas Zigbee](#), 2012) (página 86)
- Figura 4.8 Configuración de comandos AT([Plataformas Zigbee](#), 2012) (página 87)
- Figura 4.9 Configuración del Coordinador ([Plataformas Zigbee](#), 2012) (página 87)
- Figura 4.10 Prueba de transmisión y Recepción de datos([Plataformas Zigbee](#), 2012) (88)
- Figura 4.11 Configuraciones de parámetros: A) Compim Proteus, B) Interfaz Visual Basic, C) Graficación MATLAB (página 89)
- Figura 4.12 Interfaz para la Recepción de datos (página 90)
- Figura 4.13 a) Transmisión de datos en Terminal Virtual. b) Transmisión de datos en aplicación de Visual Basic. (página 90)
- Figura 4.14 Grafica procesada del LCD (página 91)
- Figura 4.15 Señal Cardiaca Normal (página 92)
- Figura 4.16 Señal Cardiaca Taquicardia (página 92)
- Figura 4.17 Señal Cardiaca Bradicardia (página 93)
- Figura 4.18 a) Números de pulsos en una medición, b) Pulsos diagnosticados por prueba a paciente. (página 93)
- Tabla 2.0 Temperatura Corporal en etapas normales (página 26)
- Tabla 2.1 Valores de la Temperatura (página 27)
- Tabla 2.2 Dispositivos de Temperatura (página 29)
- Tabla 2.3 Tipos de sensores y las salidas (página 31)
- Tabla 2.4 Comparaciones con varios dispositivos (página 32)
- Tabla 2.5 Características del termistor (página 36)
- Tabla 2.6 Valores normales de la frecuencia cardiaca (página 37)
- Tabla 2.7 Valores de frecuencia cardiaca (página 38)
- Tabla 3.1 Comparación de medios de transmisión (página 56)
- Tabla 3.2 Características de Xbee (página 57)
- Tabla 3.3 Comparación de Baterías (página 62)
- Tabla 4.1 Comparación de los valores registrados (página 82)
- Tabla 4.2 Comparación de resultados de medición de datos de una persona adulta.(página 94)

Introducción

En la actualidad las comunicaciones inalámbricas han jugado un papel muy importante en nuestro estilo y calidad de vida. Se han tomado en consideración en utilizar la tecnología en el área de la medicina, donde estos avances han pasado inadvertidos a lo largo de los años. Actualmente la tecnología médica se ha incorporado en equipos médicos para mejorar la calidad de vida de los ciudadanos.

Recientemente se utilizan redes de información para casi cualquier actividad del ser humano, debido a que son ya muy accesibles económicamente. Las tecnologías emergentes que se han empezado a utilizar, especialmente las inalámbricas están dando origen a un nuevo concepto y topologías de redes, por ejemplo las redes de área personal (PAN Personal Area Network) y las redes de área corporal (BAN Body Area Network).

Con estas redes de comunicación se está adquiriendo una gran importancia donde se presentan como una solución al problema de accesibilidad al servicio médico por parte a personas con enfermedades, mayores de edad, etc. Así estas redes se han convertido en herramientas para la supervisión y cuidado de la salud de las personas.

Existen varias clasificaciones de redes inalámbricas las cuales están consideradas por su alto nivel de cobertura, por ello hay redes de área local, área metropolitana, área local y área personal. En las redes de área personal se ha destacado por el alto interés que se tiene corporalmente, las redes de comunicaciones que se encuentran dentro, cerca y alrededor de una persona. Así mismo se pueden encontrar varias tecnologías ya existentes y que se pueden adaptar perfectamente a estos requerimientos, como lo son Bluetooth, Wifi, ZigBee, etc.

Estas tecnologías inalámbricas que están disponibles en el mercado, que son utilizadas para dispositivos médicos, en donde destacan protocolos como IEEE 802.11 (WIFI), la IEEE 802.15.1 (Bluetooth) y la IEEE 802.15.4 (ZigBee).

Capítulo 1 Comunicaciones inalámbricas

Una comunicación inalámbrica se presenta cuando los medios de comunicación entre dos sistemas no son con cables. Sus principales ventajas son que permiten facilidad de remplazamiento y reubicación, evitando la necesidad de establecer un cableado en la instalación.

Existen tres tipos de comunicación, la primera es Infrarrojos (IR) donde solo permiten comunicaciones para pequeñas distancias, los puntos de conexión deben ser siempre visibles, su campo de aplicación es limitado y su uso más extendido. La segunda es Radiofrecuencia (RF) donde permite comunicaciones de corto y medio alcance y puede atravesar obstáculos y paredes; su campo de aplicación es muy grande. La tercera es Microondas donde permite comunicaciones en altas frecuencias, donde se tienen longitudes de onda relativamente pequeñas, las longitudes de onda van desde 1 a 60 cm.

1.1 Tipos de comunicaciones inalámbricas en Radiofrecuencia

Las transmisiones de datos entre equipos electrónicos sin cables se están aplicando cada vez más debido a los medios tecnológicos actuales, que son los circuitos integrados que permiten hacer un diseño sin tener demasiados conocimientos de radio frecuencia (RF) ni disponer de costosa instrumentación, ya que estos dispositivos requieren pocos componentes externos y ningún tipo de ajuste.

Hablando en términos de aplicaciones industriales, primero se usaron módulos de RF con componentes discretos unidireccionales, precisamente para no tener que depender de un diseño en RF sin tener experiencia. Posteriormente con la aparición de circuitos transmisores completamente integrados con las funciones de emisor y receptor en diferentes bandas de frecuencia que se fueron estandarizando por zonas (Europa, USA y Japón), han permitido poderlos utilizar en los diferentes campos ya sea aplicación industrial, comercial, y médico, como: control remoto, transmisión de datos en sensores o sistemas de adquisición de datos, en monitorización médica o de la salud y otras. Las comunicaciones inalámbricas por RF se pueden dividir en las que no cumplen ningún protocolo estándar (llamadas propietarias) y las que cumplen un protocolo estándar, y por otro lado en las frecuencias de trabajo (las actualmente llamadas >1GHz, y las de 2.4GHz). Las >1GHz van desde 300 a 900MHz (según las normativas en cada zona) y las de 2.4GHz que están normalizadas en todo el mundo, que a la vez definen velocidad de transmisión o ancho de banda y campo de aplicación.

1.1.1 Consideraciones sobre las comunicaciones RF de corto alcance

Para utilizar sistemas basados en comunicaciones inalámbricas, se necesita que dichos sistemas cumplan con ciertos parámetros dependiendo de la banda que se desea utilizar, por ejemplo: la frecuencia de trabajo (a mayor frecuencia menor alcance), la potencia de salida, sensibilidad de recepción, entorno o medio (transmisión en campo abierto o en ciudad, altitud).

1.2 Banda ISM (Industrial, Scientific and Medical)

Las bandas: industrial, científica y médica están reservadas para su uso no comercial, su uso está abierto a todo el mundo, siempre y cuando no sobrepasen los límites de potencia. Son bandas gratuitas en cuanto a la necesidad de usar protocolos normalizados. Las bandas que la FCC (Federal Communications Comision) les asigno fueron 902-928 MHZ, 2,4-2,4835GHZ 5,725-5,85GHZ.

1.3 Tecnologías y estándares inalámbricos

En la actualidad existen una gran variedad de tipos de redes inalámbricas para la adquisición y transmisión de datos, A continuación en la figura 1.1 se muestra las diferentes tecnologías para comunicaciones inalámbricas.

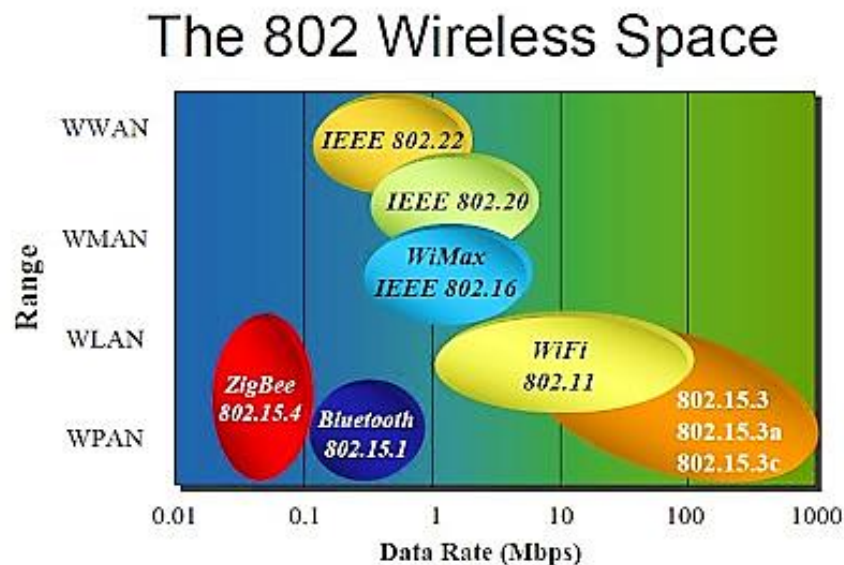


Figura 1.1 Tecnologías y estándares inalámbricos (*Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4), 2007,4*)

- WPAN

Las redes WPAN (Wireless Personal Area Network), son redes que regularmente cubren distancias de 10 metros, facilitan la intercomunicación de dispositivos personales como pueden ser teléfonos inalámbricos, PDA's, casi siempre con enlaces punto a punto y con una tasa de transferencia baja. En este tipo de redes

se usan protocolos simples, con el fin de lograr un consumo de energía bajo y obtener una mayor autonomía de los dispositivos móviles.

- WLAN

Las redes WLAN (Wireless Local Area Network), permiten establecer conexiones inalámbricas entre dispositivos que se encuentran en un área local. Como puede ser, un edificio, una universidad, un aeropuerto, etc. Las WLAN's pueden ser de infraestructura o a la medida (Ad Hoc). En infraestructura existen puntos de acceso inalámbricos que permiten la conexión a la red troncal. En la modalidad de ad hoc, se establecen redes temporales, por ejemplo conferencias con varios dispositivos que se comunican entre sí sin tener un punto de acceso que provea recursos de la red. Las redes ad hoc por lo general se establecen solo en tiempo corto.

- WMAN

Por sus siglas en inglés *Wireless Metropolitan Area Network*, las redes WMAN son usadas para interconectar dispositivos que se encuentran dentro de un área metropolitana. Por ejemplo, la interconexión entre edificios localizados en diferentes calles, sin la necesidad de tender cables para lograr el enlace. Una aplicación de estas redes es la de crear un respaldo para la comunicación de una red cableada. La **IEEE** es la encargada del desarrollo del estándar 802.16 para el acceso inalámbrico de banda ancha, así como las especificaciones para normalizar el desarrollo de este tipo de redes.

- WWAN

Las WWAN permiten establecer conexiones inalámbricas en redes remotas a través de áreas geográficas extensas (Wireless Wide Area Network). Por ejemplo entre ciudades mediante el uso de antenas o sistemas satelitales. El sistema más conocido es GSM (Global System for Mobile Communications), que es el estándar de comunicaciones móviles más extendido en Europa.

1.4 Redes de sensores

Una red de sensores inalámbrica es una red de pequeños sistemas informáticos embebidos colocados en el mundo físico, y capaces de interactuar con este.

Las redes de sensores tienen sus inicios en el campo militar. El gobierno de los Estados Unidos, durante los años de la guerra fría, instalaron una red de boyas sumergidas para sensores en los años ochenta comenzó con el proyecto redes de sensores distribuidos (DNS, Distributed Sensor Networks), de la agencia

militar de investigación avanzada de Estados Unidos (DARPA, Defense Advanced research Projects Agency). (Largest Tiny Network Yet - Large-Scale Demonstration of Self-Organizing Wireless Sensor Networks, 2001)¹.

1.4.1 Redes de sensores cableadas

Las redes de sensores cableadas no son nuevas y sus funciones incluyen medir niveles de temperatura, liquido, humedad etc. Podemos observarlas en varios sistemas de sensores en fábricas y automóviles. Tienen su propia red que se conecta con un ordenador o una caja de controles. La diferencia entre los sensores que todos conocemos y la nueva generación de redes de sensores sin cable es que estos últimos son inteligentes es decir capaces de poner marcha una acción según la información que vaya acumulando y no son limitados por un cable fijo (Cox, 2004)². Pero nuevos avances en la fabricación de microchips de radio, nuevas formas de ruteadores y nuevos programas informáticos relacionados con redes están logrando eliminar los cables de las redes de sensores, multiplicando así su potencial.

1.4.2 Redes de sensores Inalámbricas

Las redes de sensores sin cables son redes de aparatos autónomos capaces de una comunicación sin cable y suponen uno de los avances tecnológicos más investigados en la actualidad. A través de redes de sensores, se puede integrar funcionalidades que antes eran independientes unas de otras (Estrin, 2005)³, con el fin de lograr máxima eficiencia sobre todo en los campos de consumo y gestión de energía. El desarrollo de los sensores inalámbricos es relativamente nuevo. Esto se debe a los avances logrados en la microelectrónica, la computación y las telecomunicaciones. La miniaturización de los componentes electrónicos ha permitido diseñar circuitos que sean capaces de procesar información digital y/o analógica, además de transmitirla en ondas de radiofrecuencia en módulos de menor tamaño, que pueden ser fácilmente colocados en espacios reducidos.

Se apuntan hacia una eventual proliferación de redes de sensores inteligentes (Estrin, 2005)⁴, redes que recogerán enormes cantidades de información hasta ahora no registrada que contribuirá de forma

1 Anónimo. (2001). «*Largest Tiny Network Yet - Large-Scale Demonstration of Self-Organizing Wireless Sensor Networks*»

2 Cox, J. (2004). Next frontier for wireless: Sensor networks. 10.

3, 4 Estrin, Deborah How smart sensors might save Planet Earth Global Agenda, Jan2005 Issue 3, p206, 2p, 2

favorable al buen funcionamiento de fábricas, al cuidado de cultivos, a tareas domésticas, a la organización del trabajo y a la predicción de desastres naturales como los terremotos

1.5 Estándares utilizados en las redes de sensores

Las redes de sensores pueden utilizar distintas tecnologías o estándares, incluyendo IEEE 802.11, LAN's inalámbricas, Bluetooth, ZigBee e identificación por frecuencia de radio. Actualmente se trabajan con radios de baja frecuencia con un alcance de hasta 80 metros y velocidades de hasta 300Kb/segundo.

ZigBee es el estándar utilizado en nuestra propuesta, el cual puede ser usado para una gran variedad de aplicaciones como se muestra en la figura 1.2, como seguridad, control de temperatura, luces y acceso, manejo de carga, mouse y teclados, etc.(García, 2007)⁵.



Figura 1.2 Aplicación de ZigBee (*Comunicación para Dispositivos*, 2007)

Es importante tener en cuenta el porqué de esta elección teniendo otras tecnologías. Para ello se tratará de una forma amplia y específica del funcionamiento de este tipo de conexión para entender y asimilar que la tecnología ZigBee es la más adecuada para este proyecto.

1.5.1 ZigBee

ZigBee es el nombre de la especificación de un conjunto de protocolos de alto nivel de comunicación inalámbrica, define una solución para comunicaciones inalámbricas de bajo coste y consumo. El objetivo

⁵ García, C. P. (2007). *Comunicación para Dispositivos*. Obtenido de sg.com.mx/content/view/310

principal que pretende satisfacer una red de comunicaciones ZigBee es de comunicar aplicaciones que requieren comunicaciones seguras, con baja tasa de envío y de maximización de vida útil en sus baterías.

La ZigBee Alliance es el grupo encargado de su desarrollo, donde la primera versión fue aprobada el 14 de diciembre de 2004. En el 2006 se aprobó el protocolo ZigBee 2006, y actualmente trabaja en nuevas versiones.

Las bandas ISM (Industrial, Científico y Médico) donde trabaja ZigBee va de 868MHz en Europa, 915MHz en Estados Unidos y 2.4GHz en todo el mundo. Al ser él esté último libre las empresas optan por esta opción al momento de diseñar. En el rango de frecuencias de 2.4GHz se definen hasta 16 canales, cada uno de ellos con un ancho de banda de 5MHz.

La pila de protocolos ZigBee (Figura 1.3), también conocida como ZigBee Stack, se basa en el nivel físico (PHY) y el control de acceso al medio (MAC) definidos en estándar IEEE 802.15.4, que desarrolla estos niveles para redes inalámbricas de área personal de baja tasa de transferencia (LR-WPAN, Low Rate-Wireless Personal Area Network). La especificación de ZigBee completa este estándar añadiendo cuatro componentes principales.

- Nivel de red
- Nivel de Operación
- Objetos de dispositivos ZigBee (ZDO, ZigBee Device Objects)
- Objetos de aplicación definidos por el fabricante.

Además de añadir dos capas de alto nivel (nivel de red y de aplicación) a la pila de protocolos, el principal cambio es la adición de los ZDO, que son los responsables de llevar a cabo una serie de cometidos entre los que se encuentran el mantenimiento de los roles de los dispositivos, la gestión de peticiones de unión a una red, el descubrimiento de otros dispositivos y la seguridad. También se hace referencia a los objetos de aplicación definidos por el fabricante puesto que permiten la personalización y adaptación y favorecer la integración total. Para poder utilizar ZigBee Stack será necesario tener en cuenta la compatibilidad de los dispositivos que se usen para implementar la red del presente proyecto.

1.5.1.1 Estándar IEEE 802.15.4

Este estándar define las especificaciones de ZigBee, cuyo propósito es ofrecer una solución completa para este tipo de redes construyendo los niveles superiores de pila de protocolos. (Figura 1.3).

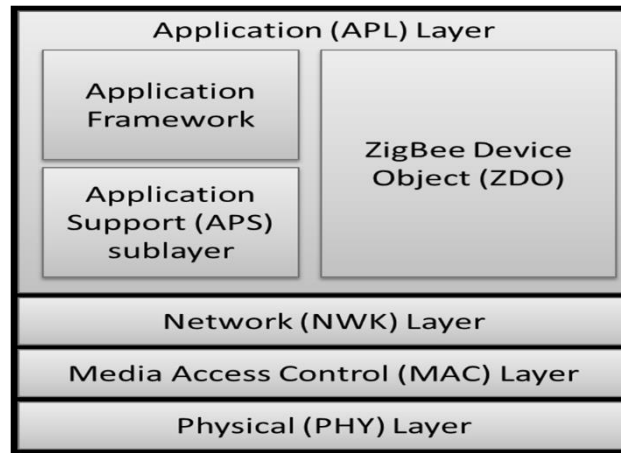


Figura 1.3 Protocolos de ZigBee (Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4) ,2007)

En su forma básica se concibe un área de comunicación de 10 metros con una tasa de transferencia de 250kps. Como se ha indicado, la característica 802.15.4 es la obtención de costes de fabricación excepcionalmente bajos por medio de la sencillez tecnológica, sin perjuicio de la generalidad o la adaptabilidad.

Los aspectos más importantes se encuentran la adecuación de su uso para tiempo real por medio de **slots** de tiempo garantizado, evitación de colisiones por CSMA/CA y soporte integrado a las comunicaciones seguras. También se incluyen funciones de control de consumo de energía como calidad del enlace y detención de energía.

1.5.2 Arquitectura de protocolos

La definición de los niveles se basa en el modelo **OSI** (Figura 1.4). Aunque los niveles inferiores (físico y enlace de datos) se definen en el estándar 802.15.4, se prevé la interacción con el resto de niveles por medio de un subnivel de Control de Enlace Lógico basado en IEEE 802.2 (LLC, Logical Link Control), que acceda al Control de Acceso al Medio (MAC) a través de un subnivel de convergencia. La implementación puede basarse en dispositivos externos o integrarlo todo en dispositivos autónomos.

Nivel Físico

El nivel físico (PHY) proporciona el servicio de transmisión de datos sobre el medio físico, así como la interfaz con la entidad de gestión del nivel físico, por medio de la cual se puede acceder a todos los servicios de gestión del nivel y que mantiene una base de datos con información de redes de área personal

relacionadas. De esta forma PHY controla el **tranceptor** de radiofrecuencia y realiza la selección de canales junto con el control de consumo y de la señal.

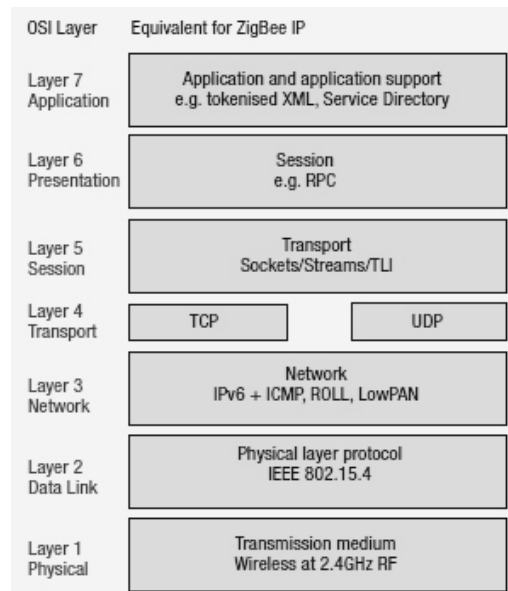


Figura 1.4 Pila de protocolos OSI (Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4) ,2007)

Las frecuencias en la que opera son:

- 868-868.8MHz: Europa permite de uno a tres canales
- 902-928MHz: Norte América. Permite de diez a treinta canales.
- 2400-2483.5MHz: Uso en todo el mundo. Permite hasta dieciséis canales.

En el nivel físico se puede localizar cuatro niveles físicos distintos en base al método de modulación usado. Tres de estos cuatro niveles conservan un mecanismo DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum): las bandas de 868-915MHz que usan modulación en fase binaria o por cuadratura en offset (OQPSK, Offset Quadrature Phase Shift Keying) En la banda de 2450MHz se usa la técnica OQPSK.

También se define una combinación opcional de modulación binaria y en amplitud para las bandas de menores frecuencias, basadas por lo tanto en una difusión de espectro paralela, no secuencial (PSSS).

Nivel Enlace de Datos

En este nivel encontramos el Control de Acceso al Medio (MAC). Este transmite tramas MAC usando para ello el canal físico. Además del servicio de datos, ofrece un interfaz de control y regula el acceso al canal

físico y al **balizado de la red**. También controla la validación de las tramas y las asociaciones entre nodos, y garantiza slots de tiempo.

Nivel de Red

Los cometidos principales del nivel de red son permitir el correcto uso de subnivel MAC, definido por el estándar 802.15.4, y ofrecer un interfaz adecuado para su uso por parte del nivel inmediatamente superior, el nivel de aplicación. Sus capacidades son las típicas de un nivel de red clásico.

Por una parte, la entidad de datos crea y gestiona las unidades de datos del nivel de red a partir del **payload** del nivel de aplicación y realiza el ruteo en base a la topología de la red en la que el dispositivo se encuentra.

Las funciones de control del nivel de red controlan la configuración de nuevos dispositivos y el establecimiento de nuevas redes; puede decidir si un dispositivo colindante pertenece a la red e identifica nuevos routers y vecinos. El control puede detectar así mismo la presencia de receptores, lo que posibilita la comunicación directa y a la sincronización a nivel MAC.

Nivel de Aplicación

El nivel de aplicación es el más alto definido por la especificación y, por tanto, la interfaz efectiva entre el nodo ZigBee y sus usuarios. En él se ubican la mayor parte de los componentes definidos por la especificación: tanto ZDO's (, ZigBee Device Objects), como sus procedimientos de control y los objetos de aplicación.

Los componentes principales de ZDO, donde se encarga de la definición del rol de un dispositivo como Coordinador ZigBee o dispositivo Final. Además el ZDO identifica los dispositivos que se encuentran a un salto en la red (dispositivos vecinos) y los servicios que ofrecen. Tras ello puede a establecer enlaces seguros con dispositivos externos y responder peticiones.

1.5.3 Dispositivos de una red ZigBee

En una red ZigBee podemos encontrar y detectar tres tipos de dispositivos ZigBee diferentes, estos dispositivos son los siguientes:

- Coordinador ZigBee (ZigBee Coordinador, ZC): Es el dispositivo más completo, sus funciones son las de controlar y coordinar la red y los caminos que deben seguir los dispositivos para conectarse entre ellos. Debemos encontrar obligatoriamente un ZC en cada red ZigBee.

- Router ZigBee (ZigBee Router, ZR): Su función es la de interconectar los dispositivos separados en la topología de la red, además de ofrecer un nivel de aplicación para la ejecución de código de usuario.
- Dispositivo Final (ZigBee End Device, ZED): En este dispositivo queda representado las principales características de ZigBee, como son el bajo consumo y el bajo coste. Los ZED poseen la funcionalidad necesaria para comunicarse con su nodo padre, que ya puede ser el Router ZigBee o el Coordinador ZigBee, pero no puede transmitir información destinada a otros dispositivos. Es por ello, que este tipo de dispositivo puede estar “dormido” la mayor parte del tiempo aumentando así la vida media de sus baterías. Un ZED tiene requerimientos mínimos de memoria y es por ello significativamente más barato.

1.5.4 Comunicación y descubrimiento de dispositivos

Para que los dispositivos que forman una aplicación puedan comunicarse, deben utilizar un protocolo de aplicación compartido. Estos acuerdos se agrupan en perfiles. En el momento de establecer una comunicación entre los distintos dispositivos se realiza mediante pares de identificadores fuente y destino (identificadores de **cluster**), agrupando las parejas en tablas de asociaciones. Dichas tablas estarán correctamente almacenadas en los Coordinadores ZigBee. En base a la información disponible, el descubrimiento de dispositivos puede efectuarse utilizando varios métodos. En caso de conocer la dirección de red, se pide la dirección IEEE utilizando **unicast**. Si no es así, se pide por **broadcast**. Los Dispositivos Finales ZigBee responden a estas peticiones con sus direcciones propias, mientras que los Routers y Coordinadores ZigBee envían también las direcciones de todos los dispositivos asociados a ellos.

Los identificadores de cluster favorecen la asociación entre entidades complementarias por medio de tablas de asociación, mantenidas en los Coordinadores ZigBee, ya que estas tablas siempre han de estar disponibles en una red. Los Coordinadores son los encargados de guardar las tablas ya que, de entre todos los nodos, son los que con mayor seguridad dispondrán de una alimentación continua. Para establecer asociaciones entre diferentes dispositivos se necesita que se haya formado un enlace de comunicación, tras ello se decide si es necesario adjuntar un nuevo nodo a la red en base a la aplicación y las políticas de seguridad. Nada más establecerse la asociación, pueden iniciarse las comunicaciones. Existen dos modos de direccionamientos. Por una parte, el direccionamiento directo utiliza la dirección de radio y el número de endpoint; por otra parte, el direccionamiento indirecto necesita toda la información relevante (dirección, endpoint, cluster y atributo), y la envía al Coordinador de la red. El Coordinador es el encargado de traducir su petición y proporcionarle los datos deseados. Este último direccionamiento es

especialmente útil para favorecer el uso de dispositivos muy sencillos y minimizar el almacenamiento interno.

1.5.5 Modos de funcionamiento

El funcionamiento de ZigBee debe cumplir la premisa del bajo consumo de sus nodos. Para ello un nodo ZigBee, tanto activo como pasivo, reduce su consumo gracias a que puede permanecer “dormido” la mayor parte del tiempo, incluso muchos días seguidos. Cuando decimos que el nodo permanece “dormido” nos referimos a que está a la espera de ser activado por parte de Router o del Coordinador ZigBee.

Cuando se requiere su uso, el nodo ZigBee es capaz de despertar en un tiempo ínfimo, para volverse a “dormir” cuando deje de ser requerido. El tiempo que tarda un nodo cualquiera en despertarse es de aproximadamente 15 ms. Las redes ZigBee han sido diseñadas para conservar la potencia en los nodos esclavos (ZED), de esta forma se consigue el bajo consumo de potencia. La idea del funcionamiento ZigBee consiste en que los dispositivos esclavos en todo momento permanecen en modo “dormido” a no ser que sean activados, de tal forma que solo se “despiertan” por una fracción de segundo para confirmar que siguen “vivos”.

En las redes ZigBee, se pueden usar dos modos de funcionamiento diferentes: con balizas o sin balizas.

Con balizas

En este modelo de funcionamiento, el camino de transmisión y recepción está permanentemente controlado por un distribuidor que encarga de controlar el canal y dirigir las transmisiones. El distribuidor permite a todos los dispositivos saber cuándo pueden transmitir.

Para el control del canal se utilizan las balizas, elementos que se usan para poder sincronizar todos los dispositivos que conforman la red. Los intervalos de las balizas son asignados por el coordinador de la red (Coordinador ZigBee) y pueden variar desde los 15 ms hasta los 4 minutos.

Este modo es recomendable cuando el coordinador de red trabaja con una batería. Los dispositivos que conforman la red escuchan a dicho coordinador durante el balizamiento (envió de mensajes a todos los dispositivos –broadcast-, entre 15 ms - 252 segundos). Un dispositivo que quiere intervenir, lo primero que tendrá que hacer es registrarse para el coordinador, y es entonces cuando mira si hay mensajes para él. En el caso de que no haya mensajes, este dispositivo vuelve a “dormir” y se despierta de acuerdo a un horario que establecido previamente el coordinador. En cuanto el coordinador termina el balizamiento, todos los dispositivos de la red vuelven a “dormirse”.

Siendo así un mecanismo de control de consumo de potencia en la red.

Sin balizas

En este tipo cada dispositivo es autónomo, pudiendo iniciar una conversación en la cual los otros dispositivos pueden interferir. A veces puede ocurrir que el nodo destino puede no oír la petición o que el dispositivo emisor pretenda transmitir cuando el canal esté ocupado, ocasionando posibles colisiones. Es por ello que se debe utilizar un mecanismo de control de acceso al medio. Las redes sin balizas acceden al canal por medio del CSMA/CA. El CSMA/CA (Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance) se basa en la escucha del canal por parte del nodo que pretende transmitir, y de esta forma detecta si algún otro nodo que compone la red está transmitiendo o tiene intención de ello. Al tratarse de un medio inalámbrico, la detección de colisiones no es posible, por lo tanto para evitar dichas colisiones la estación que quiera transmitir, si no hay tráfico en el canal, podrá hacerlo pasado un cierto instante de tiempo; en caso de existir tráfico, deberá esperar un cierto tiempo de espera más otro cierto intervalo de tiempo aleatorio. Este sistema se usa típicamente en los sistemas de seguridad, en los cuales sus dispositivos duermen prácticamente todo el tiempo. Para que se les tenga en cuenta, estos elementos se “despiertan” de forma regular para anunciar que siguen en la red. Cuando se produce un evento, como por ejemplo que un sensor detecte algún movimiento, el sensor “despierta” instantáneamente y transmite a la alarma correspondiente. Es en ese momento cuando el coordinador de red recibe el mensaje enviado por el sensor y activa la alarma pertinente. En este caso, el coordinador de red se alimenta de la red principal durante todo el tiempo.

Los routers suelen estar activos todo el tiempo, por lo que requieren una alimentación estable en general. Esto permite redes heterogéneas en las que algunos dispositivos pueden estar transmitiendo todo el tiempo, mientras que otros sólo transmiten ante la presencia de estímulos externos.

En general, los protocolos ZigBee que no hacen uso de las balizas, minimizan el tiempo de actividad para evitar el uso de energía. En las redes con balizas, los nodos sólo necesitan estar despiertos mientras se transmiten las balizas (además de cuando se les asigna tiempo para transmitir); si no hay balizas, el consumo de cada dispositivo será distinto ya que encontraremos nodos activos permanentemente y otros que sólo lo están esporádicamente.

Acceso al medio

El medio físico es un recurso al que se accede utilizando CSMA/CA. Las redes que no utilizan las balizas hacen uso de una variación del mismo basada en la escucha del medio, temporizada por un algoritmo de backoff⁶, salvo en el caso de las confirmaciones (ACK, Acknowledgement).

Estos mensajes de confirmación pueden ser opcionales en algunos casos. La recepción de una confirmación certifica el éxito de nuestro envío. En cualquier caso, si un dispositivo es incapaz de procesar una trama en un momento dado, no confirma su recepción. Pueden realizarse reintentos basados en un cierto número de veces, tras lo cual se decide si seguir intentándolo a dar error de transmisión.

El entorno de funcionamiento previsto para este tipo de redes exige que se maximice la vida de la fuente de energía, por lo que se favorecen los protocolos que conducen a estos fines. Para ello, se programan comprobaciones periódicas de mensajes pendientes, más o menos frecuentes según la aplicación concreta.

En lo que respecta a la seguridad en las comunicaciones, el subnivel MAC ofrece funcionalidades que los niveles superiores pueden utilizar para lograr alcanzar el nivel de seguridad deseado. Estos niveles superiores pueden especificar claves simétricas para proteger los datos y restringir éstos a un grupo de dispositivos o a un enlace punto a punto. Estos grupos se especifican en listas de control de acceso. Además, MAC realiza comprobaciones de frescura (freshness check) entre recepciones sucesivas para asegurar que las tramas viejas cuyo contenido no se considera útil o válido ya, no trascienden a los niveles superiores.

1.5.6 Modelo de Redes ZigBee

Las redes están compuestas por grupos de dispositivos separados por distancias suficientemente reducidas. Cada dispositivo posee un identificador único de 64 bits, aunque si se dan ciertas condiciones de entorno en éste pueden utilizarse identificadores cortos de 16 bits. Probablemente éstos se utilizarán dentro del dominio de cada BAN (Body Area Network) separadas.

Existen varios tipos de topologías de red que permiten el estándar que soporta ZigBee como se muestra la figura 1.5. Su nivel de red permite tres topologías distintas:

- Topología en estrella

Esta red el coordinador se sitúa en el centro, y toda conexión que se quiera realizar entre los distintos nodos de la red debe pasar por éste. También cuenta con un nodo central activo que normalmente tiene

los medios para prevenir problemas. Se utiliza para redes locales que cuentan con un router, un switch o un **hub** que siguen esta topología.

- Topología en árbol

Esta topología está los nodos colocados en forma de árbol. Para este tipo de topología el coordinador será la raíz del árbol. Desde una visita topológica, la conexión en árbol es parecida a una serie de redes en estrella interconectadas, salvo que no tiene un nodo central. En cambio, tiene un nodo de enlace troncal, generalmente ocupado por un hub o switch, desde que se ramifican los demás nodos.

- Topología en malla

Consiste en el que al menos uno de los nodos tendrá más de dos conexiones. Con ello conseguimos que si, en un momento dado, un nodo del camino falla y se cae, pueda conseguir la comunicación entre todos los demás nodos debido a que rehacen todos los caminos. Esta topología no requiere de un servidor o un nodo central, con lo que reduce el mantenimiento. Un error en un nodo, sea importante o no, no implica la caída de toda la red.

- Árbol de clusters

En el estándar menciona un tipo de red definido como “árbol de clusters”. Para ello se usan redes punto a punto. Estas red pueden formar patrones arbitrarios de conexionado, donde su extensión se ve limitada únicamente por la distancia existente entre cada par de nodos.

Forman la base de redes **ad hoc** autoorganizativas. El estándar no define un nivel de red, por lo que no soportan funciones de ruteo de forma directa, aunque si ha dicho nivel se le añade se pueden realizar comunicaciones en varios saltos.

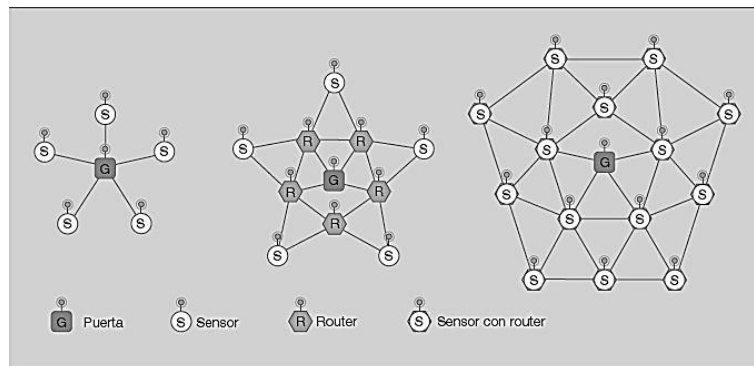


Figura 1.5 Topologías de ZigBee (Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4) ,2007)

1.5.7 Seguridad

La seguridad de las transmisiones y de los datos son puntos clave en la tecnología ZigBee. Esta utiliza el modelo de seguridad de la subcapa MAC IEEE 802.15.4, la cual especifica cuatro servicios de seguridad.

-Control de accesos: El dispositivo mantiene una lista de los dispositivos comprobados en la red.

-Datos Encriptados: Utiliza el estándar cifrado avanzado AES (Advanced Encryption Standard) (Specification for the ADVANCED ENCRYPTION STANDARD (AES), 2001)⁶ de 128 bits.

-Integración de tramas: Protegen los datos de ser modificados por otros.

-Secuencias de refresco: Comprueban que las tramas no han sido reemplazadas por otras. El controlador de red comprueba estas tramas de refresco y su valor, para ver si son las esperadas.

1.5.7.1 Modelo básico de seguridad.

Las claves son la base de la arquitectura de seguridad y, como tal, su protección es fundamental para la integridad del sistema. Las claves nunca deben transportarse utilizando un canal inseguro, si bien existe una excepción momentánea que se da en la fase inicial de la unión de un dispositivo des configurado a una red. La red ZigBee debe tener particular cuidado, pues una red ad hoc puede ser accesible físicamente a cualquier dispositivo externo y el entorno de trabajo no se puede conocer de antemano.

Las aplicaciones que se ejecutan en concurrencia utilizando el mismo transceptor deben, así mismo, confiar entre sí, ya que por motivos de coste no se asume la existencia de un cortafuego entre las distintas entidades del nivel de aplicación.

Los distintos niveles definidos dentro de la pila de protocolos no están separados criptográficamente, por lo se necesitan políticas de acceso, que se asumen correctas en su diseño. Este modelo de confianza abierta (open trust) posibilita la compartición de claves disminuyendo el coste de forma significativa. No obstante, el nivel que genera una trama es siempre el responsable de su seguridad. Todos los datos de las tramas del nivel de red **handle** están cifradas, ya que podría haber dispositivos maliciosos, de forma que el tráfico no autorizado se previene de raíz. De nuevo, la excepción es la 27 transmisión de la clave de red a un dispositivo nuevo, lo que dota a toda la red de un nivel de seguridad único. También es posible utilizar criptografía en enlaces punto a punto (Domodesk, ZIGBEE, 2011).

⁶ Federal Information, (2001). *Specification for the ADVANCED ENCRYPTION STANDARD (AES)*. [En línea] <http://csrc.nist.gov/publications/fips/fips197/fips-197.pdf>.

1.5.7.2 Arquitectura de seguridad.

ZigBee utiliza claves de 128 bits en sus mecanismos de seguridad. Una clave puede asociarse a una red (utilizable por los niveles de ZigBee y el subnivel MAC) o a un enlace. Las claves de enlace se establecen en base a una clave maestra que controla la correspondencia entre claves de enlace. Como mínimo la clave maestra inicial debe obtenerse por medios seguros (transporte o preinstalación), ya que la seguridad de toda la red depende de ella en última instancia. Los distintos servicios usarán variaciones unidireccionales (one way) de la clave de enlace para evitar riesgos de seguridad (Domodesk, ZIGBEE, 2011).

Es claro que la distribución de claves es una de las funciones de seguridad más importantes. Una red segura encarga a un dispositivo especial la distribución de claves: el denominado centro de confianza (trust center). En un caso ideal los dispositivos llevarán precargados de fábrica la dirección del centro de confianza y la clave maestra inicial. Si se permiten vulnerabilidades momentáneas, se puede realizar el transporte como se ha descrito. Las aplicaciones que no requieran un nivel especialmente alto de seguridad utilizarán una clave enviada por el centro de confianza a través del canal inseguro transitorio.

Por tanto, el centro de confianza controla la clave de red y la seguridad punto a punto. Un dispositivo sólo aceptará conexiones que se originen con una clave enviada por el centro de confianza, salvo en el caso de la clave maestra inicial. La arquitectura de seguridad está distribuida entre los distintos niveles de la siguiente manera: El subnivel MAC puede llevar a cabo comunicaciones fiables de un solo salto.

En general, utiliza el nivel de seguridad indicado por los niveles superiores. El nivel de red gestiona el ruteo, procesando los mensajes recibidos y pudiendo hacer broadcast de peticiones. Las tramas salientes usarán la clave de enlace correspondiente al ruteo realizado, si está disponible; en otro caso, se usará la clave de red (Domodesk, ZIGBEE, 2011)⁷.

1.6 Desarrollo de pruebas con sensores y pruebas con el cuerpo humano.

El envejecimiento de la población de hoy, y con la aparición de enfermedades habituales en niños y jóvenes, con el aumento de la expectativa de vida, son cada vez más frecuentes, el control de los sistemas de salud constituye un elemento extremadamente importante, especialmente en países donde la salud

⁷ Domodesk. (s.f.). Obtenido de Todo en Domótica, Inmótica y Control : www.domodesk.com

está en expansión, en las redes privadas de salud y aseguramiento. (“Avances tecnológicos de la medicina”, 2012)⁸.

Anteriormente, la monitorización del paciente por lo general consistía en varios sensores conectados al cuerpo, así como una unidad de procesamiento a través de cables difícil de manejar. Con una multitud de cables la actividad del paciente y el nivel de comodidad, por no hablar de los resultados obtenidos, tenían a menudo un impacto negativo. Con el avance de la tecnología inalámbrica, se han incrementado la eficiencia. La señal detectada puede controlar varios tipos de medidas médicas, como la electroencefalografía (EEG), electrocardiograma (ECG), electromiografía (EMG), temperatura de la piel, conductancia de la piel, o electro-oculograma (EOG). Cada uno de estos sensores transmite la información recogida de forma inalámbrica a una evaluación externa, que al instante se transmite toda la información en tiempo real a las instalaciones del médico, o a un servidor específico. A pesar que existen varios tipos de proyectos con sensores inalámbricos en diferentes campos, en este trabajo solo se inclinara a la parte a la unidad de salud/bienestar.

- **Proyecto Chronious, Smart-shirt (Febrero 2008-mayo 2012)**

El proyecto *Chronious Smart-shirt* es el proyecto europeo que desarrolla prendas inteligentes. Su principal objetivo es mejorar la calidad de vida de pacientes crónicos y facilitar el trabajo médico. Incorpora múltiples sensores integrados en una camiseta, permitiendo el monitorizar y transmitir ritmo cardiaco, respiración y actividad física. (Figura P1).

Está diseñada especialmente para pacientes con EPOC o fallo renal, con este sistema pretenden evitar las visitas recurrentes al hospital dando una mejoría en la calidad de datos de seguimiento.

Los sensores pueden cambiarse con facilidad para diferentes patologías añadiendo información de dispositivos externos como glucómetros, tensiómetros, espirómetros, básculas o sensores de calidad del aire.

Sistema con más datos precisos, mejor procesados y analizados, el sistema supone un mejor ajuste del tratamiento a las necesidades individualizadas del paciente. Los pacientes son monitorizados a distancia no hay necesidad para tantas revisiones, y cuando un signo vital se altera salta una alarma que avisa inmediatamente a los cuidadores.

⁸ Pino, Fernando (2012). “Avances tecnológicos de la medicina”, *Revista Ojo Curioso* [En línea].

El coordinador Roberto Rosso (Chronius, 2012) menciona que Una de las principales ventajas para los médicos es que los datos son altamente precisos. Los pacientes son monitorizados cada día mientras viven sus vidas con normalidad, así que puede usarse una mejor imagen de sus síntomas y progresos para determinar los tratamientos. Por ejemplo, comer correctamente es crucial para reducir los síntomas de la Enfermedad Renal Crónica, pero la práctica actual se basa en que los pacientes rellenen cuestionarios sobre qué comen cuando van a las revisiones y la información que proporcionan puede no ser precisa (Chronius, 2012).



Figura P1. Camisetas Inteligentes (Chronius, 2012)

- **Proyecto WISERBAN (2013)**

El proyecto WISERBAN está trabajando para mejorar su desarrollo mediante sistemas de comunicación más inteligentes con este tipo de dispositivos y una reducción de tamaño y energía. Este sistema está dirigido a pacientes con Alzheimer, diabetes, pérdida auditiva, insuficiencia cardíaca o incluso con amputaciones. Podrán contar con dispositivos inteligentes y eficientes implantados en su cuerpo donde podrán facilitar su vida y vivir con mayor medida. WISERBAN trabaja en la miniaturización extrema de dispositivos de red de área corporal (BAN), y más en concreto en las comunicaciones por radiofrecuencia (RF), los sistemas microelectromecánicos (MEMS) y los componentes en miniatura, las antenas reconfigurables miniaturizadas y los sistemas integrados en paquetes (SiP) rentables, los sistemas en chip (SoC) de radio basados en MEMS y de consumo ultra bajo, el procesamiento de señales de sensores y protocolos de comunicación flexibles.(Figura P2).

Sus objetivos principales es crear un microsistema inalámbrico ultraminiaturizado compuesto por un sistema de radiocomunicación de 2.4 GHz, un microchip para procesar los datos recabados por los sensores y dispositivos MEMS de RF que mejoran el rendimiento de las comunicaciones por radio para a continuación combinarlo en un SiP de cuatro por cuatro por un milímetros cúbicos con un consumo de

unos pocos milivolts. El objetivo reside en lograr dispositivos de un tamaño cincuenta veces menor y que consuman una vigésima parte que los productos a la venta en la actualidad, que normalmente se basan en soluciones de comunicación clásicas como Bluetooth.

El proyecto sigue en investigación y se pretende poder ponerlo al mercado en el 2015 cuando ya esté certificado por el ámbito sanitario, pues se lleva un proceso de certificación más complejo.

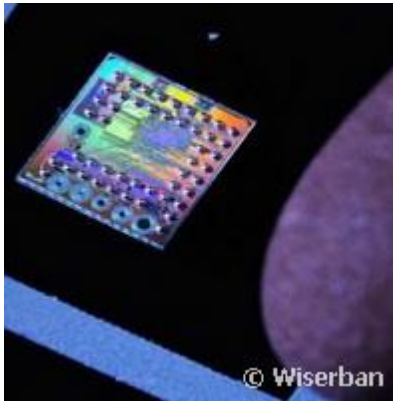


Figura P2. Sensor ([CORDIS](#), 2013)

- **Proyecto OWLET, el calcetín inteligente para bebés (Agosto 2014)**

El proyecto <<Owlet>> está diseñado para recién nacido con el fin de poder evitar la muerte súbita del lactante. Así los padres podrán estar más tranquilos en el momento de dormir, ya que se cuenta con un calcetín inteligente que controla el ritmo cardiaco, los niveles de oxígeno, temperatura corporal, calidad del sueño y analiza la mejor posición para dormir del infante (Owlet Baby Monitor, 2015).

El funcionamiento del calcetín es sencillo, está hecho de silicona y resistente al agua, este va instalado en el pie del infante, se debe de instalar una aplicación en un iPhone, u otro dispositivo inteligente. Contiene sensores de <<Owlet>> los cuales leen los datos de los parámetros. Utiliza bluetooth 4.0 para transmitir de forma inalámbrica la información al teléfono.



Figura P3. Sensor Owlet (Owlet Baby Monitor, 2015).

- **Proyecto MyHeart prendas inteligentes que monitorean el corazón.**

En este proyecto se trata de prendas inteligentes encargadas de controlar y monitorear los latidos del corazón en personas que sufren insuficiencias cardiacas. Esta ropa biométrica funciona con un dispositivo que mide la tensión arterial y registra los signos vitales de la persona durante todo el tiempo en que estuvo en contacto con su cuerpo, transmitiendo dicha información a un hospital determinado ("My Heart", 2008).

Esta tecnología se ha implementado en sábanas, almohadas y camisetas, según sus creadores la misión de My Heart es ayudar a combatir las enfermedades cardiovasculares gracias a la implementación de un estilo de vida preventivo y un diagnóstico temprano.

Este sistema mide ECG, la respiración y aceleración a través de sensores en el cuerpo. Además la conversión analógico-digital de las señales del sensor debe hacerse lo más cerca posible al sensor para optimizar la calidad de la señal, garantizar una mayor fiabilidad y optimizar la transmisión y el uso de ancho de banda. Los datos de los sensores se almacenan y envían de forma inalámbrica que es por vía Bluetooth al servidor personal.

MyHeart utiliza un sistema electrónico que se coloca en un bolsillo lateral de la prenda. Debe ser retirado antes de lavar la prenda. Este método tiene la ventaja de que la electrónica no necesita un sello impermeable, sin embargo, requiere un conector para los sensores basados en la prenda que es manejado por un usuario inexperto así, en cierta medida, se puede decir que esta solución tiende a ser más práctica y útil.



Figura P4. Camisa inteligente MyHeart (“My Heart”, 2008).

Conclusión

Las tecnologías inalámbricas se están poniendo sobre las tecnologías alámbricas y una de las razones es el bajo tiempo de implementación de los sistemas wireless y la no necesidad de permisos municipales son algunas de las razones influyentes en la decisión al momento de implementar una red de telecomunicaciones, ya sea como red de acceso (llegada al usuario) o de transmisión (enlaces propios de la red de telecomunicaciones).

Estos sistemas están siendo tan aceptados que comienzan a expandirse hacia el campo de los sistemas de control, llegando a los lugares donde se requería un medio alámbrico que soportara la información.

ZigBee es un protocolo de comunicaciones inalámbricas basado en el estándar IEEE 802.15.4 y su función es la de solucionar los problemas de interoperabilidad, duración de la batería y costos de los protocolos propietarios en las aplicaciones de domótica.

Capítulo 2 Sensores para el cuerpo

2.1 Tipos de sensores

Los sensores son dispositivos que son utilizados en aplicaciones tales como medir la velocidad del viento, detectar la humedad, la temperatura, etc. Su propósito en la medicina moderna es en el cuidado de la salud presente y futura.

Las diferentes situaciones que afecta al ser humano en el cuidado de su salud constituyen un fuerte motivo para desarrollar sistemas basados en conjuntos de sensores que detecten variaciones en los rangos normales del cuerpo humano. Esto se le denomina red de sensores del cuerpo humano (BASN). Existen diferentes tipos de sensores y continuamente se han desarrollado nuevos en la industria como en investigaciones científicas (Hanson, 2009:60)⁹. El autor Hanson (2009, 60), identifica tres grandes categorías de sensores aplicados en la medicina y cuidado de salud. Estos son:

- Sensores fisiológicos (Physiological sensors), son los que están relacionados con los que miden la presión arterial, medición de la glucosa en la sangre, electrocardiografía, electrocardiograma, etc.
- Sensores biocinéticos (Biokinetic sensors), sensores que registran los movimientos del cuerpo humano.
- Sensores ambientales (Ambient sensors), Son los que miden los fenómenos ambientales como la humedad, la luz, el nivel de presión sonora y la temperatura.

En los últimos años ha aumentado considerablemente a la medida de las necesidades y nuevas investigaciones, para ello se han desarrollado una nueva generación de sensores para el cuerpo humano, esta afirmación la hacen Ashrafy, Hassanien (2011, 584)¹⁰ que nombran 4 nuevos grupos:

- Dispositivos que no incomodan o perturban (Non-Obtrusive Device), es la mejora de estos, la nueva generación tiene el reto de hacerlos más pequeños, con mayor duración y mejor alcance, aun que dada su necesidad no serán tan pequeños.
- Dispositivos parásitos (Parasitic Devices), son sensores que ya se una en las BASN, pero que aún requieren de mayor evolución, estos sensores deben ser de bajo volumen y no ser sentidos por el portador y permitir su normal movimiento. El consumo de energía de estos debe de ser de unos milivolts.

⁹ Mark A. Hanson, H. C. (2009). Body area sensor networks: challenges and opportunities. *IEEE Computer Society*.

¹⁰ ASHRAF, Darwish, and HASSANIEN, Aboul Ella. Wearable and implantable wireless sensor network solutions for healthcare monitoring, 2011.

- Dispositivos simbióticos (Symbiotic Nodes), estos sensores deben de ser de corte invasivo, ya que ingresan al cuerpo humano, y son pequeños casi microscópicos y en el futuro se busca que sean biocompatibles con el cuerpo humano.
- Dispositivos Bio-inspirados (Bio-Inspired Nodes), el avance que se espera de los sensores, a futuro serán más inteligentes y serán uno solo con el cuerpo que los contiene. Este tipo de dispositivos utilizaran nanotecnología y biología molecular para su desarrollo y funcionaran de manera autónoma, alimentada por las reacciones químicas inspiradas en sistemas biológicos.

Existen algunos desafíos y problemas que los sensores deben de afrontar para lograr un óptimo rendimiento y un buen acoplamiento en la solución de las necesidades que cada día se presentan en el campo de la medicina, estos desafíos son: de tipo físico, principalmente está desarrollado con el tamaño de los sensores, mejorar la sensibilidad de los mismos, energía necesaria para el funcionamiento, mejoramiento en la forma de capturar y transmitir datos, mayor compatibilidad entre sensores y el manejo de ancho de banda y mejorar la calidad del servicio. En las capas donde hay un mejoramiento es en la capa de red, los cuales son en el enrutamiento que se daría un una mejor optimización del consumo de energía y velocidad de procesamiento, en la capa de transporte, se piensa en un protocolo más fiable de la entrega de la información, en la capa de aplicación, va ligado hacia el desarrollo de sistemas cada vez más inteligentes, automáticos y que permitan el autoaprendizaje. Para la salud y el control de enfermedades, es de las mejoras continuas que exige el campo de la seguridad de la información, la privacidad de los datos, la facilidad de implementación y escalabilidad y por último la movilidad, que debe de facilitar el desplazamiento de los usuarios, independientes que tengan o no un sensor.

Estos son algunos ejemplos de aplicaciones que hay con esta clasificaciones de estos sensores, que atañen al campo de estudio, donde se identifica el tipo de protocolo, sensores y el tipo de puerta de enlace (Gateway) y la cantidad de pacientes al tiempo que permite monitorear.

- Cantilever piezoeléctrico de silicio.- Detección de *Escherichia coli* por medio de la evaluación del cambio en la frecuencia de resonancia.
- Using Heterogeneous Wireless Sensor Networks in a Telemonitoring System for Healthcare. Es un modelo de aplicación que propone una arquitectura que use múltiples protocolos, que trabaje con sensores fisiológicos (Physiological sensors) y sensores biocinéticos (Biokinetic sensors), los gateways también serán múltiples y se podrá tratar a varios pacientes al mismo tiempo.
- Ubiquitous healthcare service using Zigbee and mobile phone for elderly patients, aplicación piloto dirigida a 29 pacientes para el control de signos vitales en pacientes de edad avanzada, utiliza

sensores fisiológicos, el protocolo elegido es el Zigbee (802.15.4) y como Gateway utiliza un teléfono inteligente.

No todas las aplicaciones se han diseñado para funcionar en tiempo real, algunos lo hacen como una mejora futura y otros lo realizan como una captura en tiempo real pero no en el análisis de la información para una alerta o tratamiento específico.

2.2. Sensores Inalámbricos

Los sensores inalámbricos son herramientas de medición estándares equipadas con transmisores para convertir señales de los instrumentos de control de proceso en una transmisión de radio. Esta señal de radio es interpretada por un receptor que luego convierte la señal inalámbrica a una salida deseada específica, como una corriente analógica o análisis de datos a través de software de computadora.

- **Precisión y tiempo de respuesta**

Casi todos los sensores inalámbricos son tan precisos como su contraparte cableada, sin embargo las lecturas típicamente se transmiten cada pocos segundos para preservar la energía de la batería. Si es necesaria una medición instantánea, eso debe tomar en cuenta al seleccionar el transmisor inalámbrico porque algunos modelos pueden no ofrecer el tiempo de respuesta deseado.

- **Rango**

El rango de sensores inalámbricos varía ampliamente. Algunos están diseñados para aplicaciones de corto alcance de unos cuantos cientos de pies, mientras que otros sensores pueden transmitir datos a un receptor ubicado a varios kilómetros.

Sin importar la capacidad de los sensores, el rango de la señal inalámbrica siempre está limitado por las obstrucciones. A veces es complicado tener una buena señal ya que esta tiene varios obstáculos.

- **Frecuencia**

Hay frecuencias disponibles en el espectro inalámbrico para usarse sin licencias específicas. En Estados Unidos, las frecuencias de 915 MHz y 2.4 GHz (WIFI) son las principales que las fábricas pueden usar para transmitir señal. Como parte de la banda industrial, científica y médica, los usuarios no necesitan una licencia de radio para operar en estas frecuencias. En Europa, los productos inalámbricos operan típicamente a 868 MHz o 2.4 GHz. Es posible que debido a requisitos de reglamentos, los productos sólo

estén disponibles en algunas regiones. En México tiene uso de las frecuencias de 900 MHz, 2.4 GHz y 5GHz con uso condicionado técnico para dar espacio a experimentación de nuevas tecnologías.

2.3 Sensores para monitorear los indicadores vitales

2.3.1 Nociones sobre la Temperatura Corporal

(Penagos, 7)¹¹ La temperatura es una magnitud que refleja el nivel térmico de un cuerpo, es decir, su capacidad para ceder energía calorífica; es la medida del grado de calor de un organismo, y desempeña un papel importante para determinar las condiciones de supervivencia de los seres vivos.

La temperatura se puede expresar mediante la escala Kelvin (°K), Celsius (°C) o Fahrenheit (°F). Las equivalencias entre estos sistemas son: °C = 0.555 (°F – 32), °F = 1.8 (°C) + 32 y °K = °C + 273.15. El astrónomo sueco Ander Celsius ideó la escala centígrada asignando el valor 0 al punto de congelación del agua (0 °C) y el valor 100 al de ebullición (100 °C). (Tabla 2.0).

Temperatura corporal del Ser Humano en etapas normales Edad	Temperatura en Grados Centígrados (°C)
Recién Nacido	36,1 - 37,7
Lactante	37,2
Niños de 2 a 8 años	37,0
Adulto	36,0 - 37,0

Tabla 2.0 Temperatura Corporal en etapas normales (Penagos, 7).

Es el equilibrio entre la producción de calor por el cuerpo y su pérdida. El centro termorregulador está situado en el hipotálamo. Cuando la temperatura sobrepasa el nivel normal se activan mecanismos como vasodilatación, hiperventilación y sudoración que promueven la pérdida de calor. Si por el contrario, la temperatura cae por debajo del nivel normal se activan mecanismos como aumento del metabolismo y contracciones espasmódicas que producen los escalofríos.

La medición y monitorización de temperatura corporal en un paciente es sumamente importante al momento de dar un diagnóstico de su salud. Es necesario analizar sus diferentes formas de medición y características para poder comprender mejor su funcionamiento (Figura 2.1).

¹¹ P. Penagos, Sandra. *Control de signos vitales bibliosis*.

- Sitios para la obtención

Oral: Sublingual utilizando el clásico termómetro de mercurio durante un tiempo aproximado de cuatro minutos. La temperatura oral se puede medir en todos los pacientes, excepto, en los que están inconscientes, sufren confusión mental, convulsiones, afectaciones de nariz, boca o garganta y los menores de 6 años.

Rectal: lubricar el termómetro y proteger la intimidad del paciente. El resultado tiende a ser 0.5 a 0.7 °C mayor que la temperatura oral. Es recomendable solo a menores de 6 años.

Axilar: es recomendable en adultos y niños mayores de 6 años, se deja el termómetro durante cinco minutos. El resultado es 0.5 °C menor a la temperatura oral.



Figura 2.1 Diferentes zonas de la medición de la temperatura (Medir temperatura corporal, 2013)

- Clasificación de la temperatura (Tabla 2.1)

Temperatura	Interpretación
≤ 32	Alerta- Bajo
32,1 – 36,4	Bajo
36,5 - 37,5	Normal
37,6 – 39,9	Alto
≥ 40	Alerta – Alto

Tabla 2.1 Valores de la Temperatura

2.3.1.1 Especificaciones técnicas del sensor de temperatura

Para hacer la medición de la temperatura corporal se necesita un módulo electrónico, el cual se requieren de aspectos a tomar en cuenta los requerimientos técnicos. El diagrama a bloques del sensor en la figura 2.2. Para el diseño de la red se necesita tener algunas necesidades del sensor.

- Se alimentara con un sistema de baterías, donde el consumo será mínimo. Ya que cada sensor estará en **modo sleep**. Y se activara solamente cuando haga la medición de la temperatura y enviar los datos a otro dispositivo.
- El tamaño debe ser el más pequeño posible.
- Se pretende que el sensor sea lo más exacto posible y debe de funcionar en bajo consumo.
- La distancia máxima a transmitir se contara aproximadamente a una distancia de 30 metros con una tasa de datos de transferencia será baja.

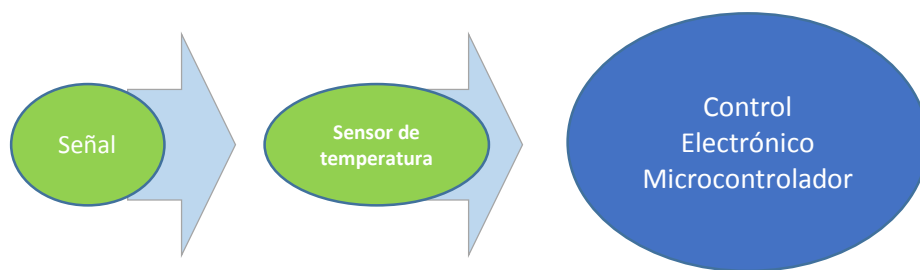


Figura 2.2 Diagrama de Bloques del sensor

Existen varios dispositivos y elementos que se utilizan para la implementación de temperatura corporal, así que es importante conocer algunos de ellos tanto su funcionamiento y características y así poder escoger el sensor que se acople a las necesidades del diseño, costo y mercado.

Para los sensores de temperatura se encuentran un sinnúmero de dispositivos que se son utilizables en diferentes campos como son para la industria, medioambiente, la economía, la medicina, etc.

En la tabla 2.2 se muestra los sensores más utilizables.

DISPOSITIVOS DE MEDICIÓN DE TEMPERATURA	
Eléctricos	Termocuplas, Termorresistencias, Termistores, Diodos, Transistores, etc.
Mecánicos	Sistemas de Dilatación Termómetros de vidrio con líquidos, Termómetros bimetalicos
Radiación Térmica.	Pirómetros de radiación: Total (banda ancha), Espectral o radiación parcial,

	Fibra óptica, etc.
Varios	Indicadores de color, indicadores pirométricos, cristales líquidos, etc.

Tabla 2.2 Dispositivos de Temperatura

Conocer las características y funcionamiento de cada sensor hará mejor posible hacer la selección de los sensores a utilizar para este sistema, esto hace que el sistema tenga una mejor adaptabilidad y precisión para la aplicación.

Se describen algunos dispositivos que cumplen con las necesidades para la monitorización de la temperatura.

- Sensores de Temperatura con Semiconductores

(Mayné, 6)¹² La corriente de conducción de una unión p-n polariza directamente, responde exponencialmente con la tensión de forma directa, e inversa con a temperatura. Si se recuerda la ecuación característica de funcionamiento de un diodo.

$$I = I_{sat} \times e^{q/kTV}$$

Donde:

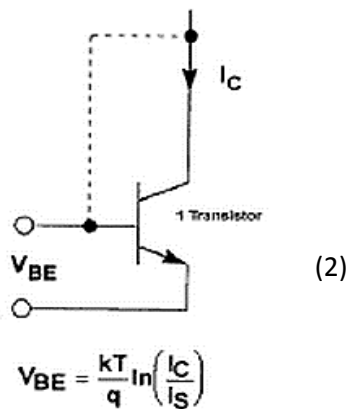
q = carga de electrón,

k = constante de Boltmann,

T = Temperatura

I_{sat} = corriente de saturación.

De la ecuación anterior se cumple que, a corriente constante, la tensión varía a razón de -2.2 mV por cada grado Centígrado (°C), lo que la conveniente de la *no linealidad*. Considerando el diodo formado por la unión base-emisor de un transistor bipolar.



¹² Mayné, Jordi. *Sensores y Acondicionadores y Procesado de la señal*, SILICA An Avnet Division.

Pero además de la variación con T, mantiene una fuerte dependencia de I_{sat} con la temperatura, lo que hace no sea directamente utilizable debido a compleja forma de dependencia con la temperatura. Si se toman N transistores idénticos al primero sobre lo que se reparte igualmente la misma corriente I_c .

Si se toma la tensión diferencia entre ambos conjuntos, se tendrá una tensión proporcional a la temperatura absoluta pero sin tener dependencia alguna con I_{sat} .

$$\Delta V_{BE} = V_{BE} - V_N = \frac{kT}{q} \ln\left(\frac{I_c}{I_s}\right) - \frac{kT}{q} \ln\left(\frac{I_c}{N I_s}\right)$$

$$\Delta V_{BE} = V_{BE} - V_N = \frac{kT}{q} \left[\ln\left(\frac{I_c}{I_s}\right) - \ln\left(\frac{I_c}{N I_s}\right) \right]$$

$$\Delta V_{BE} = V_{BE} - V_N = \frac{kT}{q} \ln\left[\frac{\left(\frac{I_c}{I_s}\right)}{\left(\frac{I_c}{N I_s}\right)}\right] = \frac{kT}{q} \ln(N) \quad (4)$$

De esta manera, puede construirse un circuito contenido N+1 transistores NPN, un espejo de corriente PNP y una resistencia estable con la temperatura, como se muestra en la figura 2.3, cuya corriente será proporcional a la temperatura absoluta, como lo será igualmente la caída de tensión sobre la resistencia R (que representa la diferencia entre V y V_N de las ecuaciones anteriores).

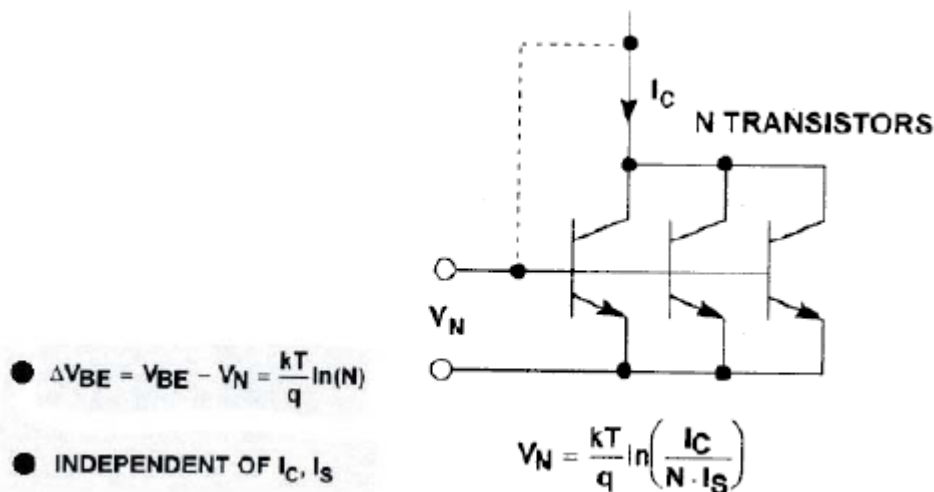


Figura 2.3 Espejo de corriente (Mayné, 6)

Los sensores basados en este sistema pueden dar su salida según la tabla 2.3. Los sensores de temperatura con salida en corriente se basan en el circuito descrito en la figura anterior, a estos sensores se le denomina sensor de temperatura band-gap. Estos tipos de sensores no necesitan calibración alguna o ajuste externo.

La incorporación de dispositivos digitales integrados junto con el sensor reduce el número de componentes externos en las aplicaciones. Existen circuitos como el MCP9804 y el MCP9800 de Microchip que proporcionan una salida digital con plataforma I2C como salida de temperatura.


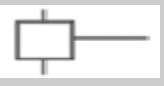
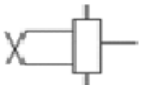


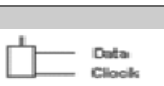

	Salida en Corriente	<ul style="list-style-type: none"> • Inmune a los errores de resistencias de hilos de conexión • Es posible medir a largas distancias
	Salida de tensión	<ul style="list-style-type: none"> • Radiométrica y No-Radiométrica • Implementación flexible de las aplicaciones
	Acondicionador de la señal	<ul style="list-style-type: none"> • No requiere componentes externos activos • Características adicionales, como la alarma a la rotura del termopar o de los hilos de conexión.
	Controlador "Set Point"	<ul style="list-style-type: none"> • Simple y fácil de usar • Amplia gama y número de "set-points"
	Salida en PWM	<ul style="list-style-type: none"> • Inmunidad al ruido • Encapsulado en 3-Pins
	Salida Digital	<ul style="list-style-type: none"> • Completo, No acondicionador de señal externo • Límites programables
	Sensor Remoto	<ul style="list-style-type: none"> • Altamente integrado para sistemas de control de Temperatura • Límites programables

Tabla 2.3 Tipos de sensores y las salidas

- **Sensor LM35**

Los sensores de temperatura se comprenden entre lo más simples, como termómetro de mercurio (utilizando para medir la temperatura del cuerpo) hasta que lo termómetro que utilizan semiconductores en su construcción, como el LM35. Utilizando sensores de temperatura para el control de muchos procesos industriales o comerciales.

Características

Calibrada directamente en °C

Lineal + 10,0 mV / °C

0.5 °C Precisión

Adecuado para aplicaciones remotas

Funciona entre 4 a 30 volts

Bajo consumo de de corriente 60 uA

Interfaz: I2C/ SMBus Compatible

Aplicaciones típicas

- Uso general
- Aplicaciones Industriales
- Congeladores y refrigeradores industriales
- Procesamiento de Alimentos
- Los ordenadores personales y servidores
- Periféricos
- Electrónica de Consumo
- Portátiles / dispositivos portátiles

El sensor funciona en el rango de alimentación comprendido entre 4 y 30 voltios. Son sensores de temperatura de precisión cuyo voltaje producido es linealmente proporcional a la de °C. El LM35 tiene una ventaja sobre otros sensores de temperatura lineal calibrada en Kelvin, el usuario no tiene que restar una gran tensión y de salida constante para la escala en grados Celsius conveniente. El LM35 no requiere ninguna calibración externa para los detalles típicos.

Después de analizar las características de este sensor de temperatura basado en semiconductores son económicos. Y siendo así sus principales ventajas son:

- Facilidad de intercambiar, en caso de fallo del sensor.
- Alta precisión y resolución.
- No necesita acondicionar la señal de salida. Salida digital de temperatura.
- Disminuye la complejidad del sistema y aumento de su fiabilidad.
- Presenta modo de funcionamiento de bajo consumo, necesario en sistemas a batería.
- El conjunto sensor se encuentra entre los más económicos
- **Sensor MCP9800**

Sensor de temperatura de alta precisión de la familia Microchip Technology convierte temperaturas entre -55 °C y +125 °C en una palabra digital. Proporcionan una precisión de $\pm 1^\circ\text{C}$ (máximo) desde -10°C a +85 °C.

Basic Centigrade Temperature Sensor (2°C to 150°C)

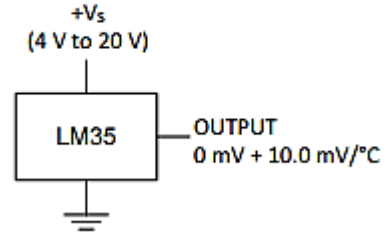


Figura 2.4 LM35 (Texas Instrument, 2015)

Este sensor ofrece registros programables por el usuario para proporcionar flexibilidad para aplicaciones de detección de temperatura. Los ajustes de registro permiten una resolución de medición de temperatura de 9 y 12 bits seleccionable por el usuario, una configuración del modo de apagado para el ahorro de energía y una toma (única conversión a pedido mientras está Apagado) y la especificación de salida de alerta de temperatura y los límites de la histéresis.

Cuando el cambio de temperatura sobrepasa los límites especificados, el sensor emite una señal de alerta de salida de un comparador activo-bajo o activo alto para el funcionamiento del termostato o como una salida de interrupción del evento de temperatura para los sistemas basados en el microprocesador.

Este sensor tiene una interfaz serial compatible con I2C /SMBus bifilar y estándar, permitiendo que se controlen hasta ocho dispositivos hasta ocho dispositivos en un solo bus serial. Con estas características permiten que el sensor sea ideal para aplicaciones sofisticadas de control de la temperatura en varias zonas.

Características

Convertidor de temperatura a digital

Precisión con resolución de 12 bits

- ± 0.5 °C (típico) a +25 °C
- ± 1 °C (máximo) desde -10 °C hasta +85 °C
- ± 2 °C (máximo) desde -10 °C hasta +125 °C
- ± 3 °C (máximo) desde -55 °C hasta +125 °C

Rango de voltaje de funcionamiento: 2.7 V a 5.5 V

Corriente de funcionamiento: 200 μ A

Corriente de apagado: 1 μ A

Aplicaciones

- Computadoras personales y servidores
- Discos duros y otros periféricos de la PC
- Sistemas de entretenimiento
- Equipos para oficina
- Equipo de comunicación de datos
- Teléfonos móviles
- Monitoreo de temperatura para fines generales

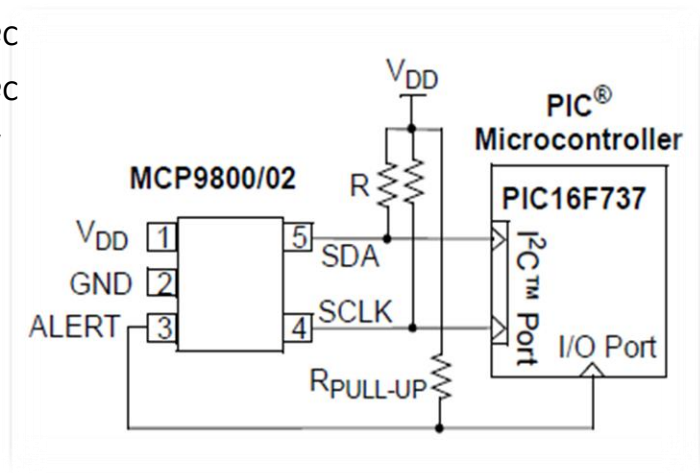


Figura 2.6 MCP9800 (Microchip, 2010)

La sensibilidad a variaciones de temperatura hace que el termistor resulte muy adecuado para mediciones precisas de temperatura, utilizándose ampliamente para aplicaciones de control y compensación en el rango de 150°C a 450°C.

Se les puede adosar fácilmente a montar con tornillos, ir roscados en superficies o cementados. Los alojamientos pueden ser de acero inoxidable, aluminio, plástico, bronce u otros materiales.

Las configuraciones constructivas de termistor de uso más común son los glóbulos, las sondas y los discos (Figura 2.8).

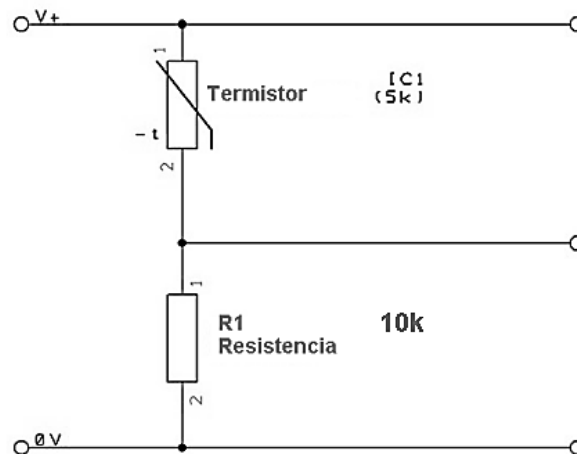


Figura 2.8 Termistor (*Medir la temperatura.com, s.f*)

NTC (Negative Thermal Coefficient)

Tienen una resistencia entre 50 Ω y 1M Ω a 25°C y una sensibilidad del 4%/°C a 25°C. El efecto de Coeficiente Negativo con la Temperatura puede resultar de un cambio externo de la temperatura ambiente o un calentamiento interno debido al efecto Joule de una corriente que fluye a través del termistor. La curva del termistor se puede linealizar con una resistencia montada en paralelo con la NTC.

PTC (Positive Temperature Coefficient)

Son resistencias que principalmente están compuestas de bario y estroncio con titanio. La adición de dopantes hace que la componente semiconductor dé una característica de resistencia con respecto a la temperatura, aunque son muy poco utilizados.

Al saber lo que son los termistores en este caso dependiendo del precio de cada uno, se escogió el que es más económico pero no olvidando las características necesarias para el proyecto. El sensor que cumple con estas características que se necesitan fue el Termistor NTC .080”DIA 10K OHM – MA100GG103A (Figura 2.9).

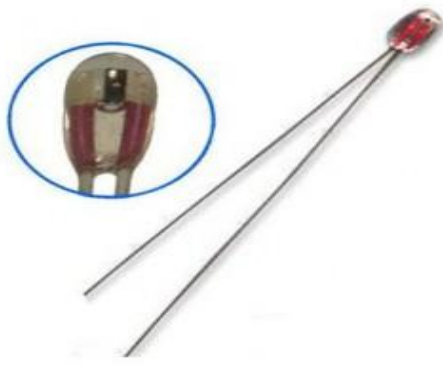


Figura 2.9 Termistor (Medir la temperatura.com, s.f)

Características	
Coefficiente de temperatura negativo (NTC)⁴³	El valor decrece con el aumento de la temperatura dando una relación de resistencia exponencial.
Temperaturas de trabajo	0 °C a 50 °C
Resistencia	10.000 Ω
Respuesta de exactitud	10 a 15 segundos

Tabla 2.5 Características del termistor

Este sensor necesita tener un circuito que permita obtener los valores de variación de esa resistencia y transformar los resultados en parámetros entendibles para el microcontrolador.

2.3.2 Nociones de la Frecuencia Cardíaca

(“Ritmo y frecuencia cardíaca. Variantes fisiológicas del electrocardiograma”, s.f.)¹³ La **frecuencia cardíaca** es el número de latidos del corazón o pulsaciones por unidad de tiempo. Su medida se realiza con condiciones determinadas (reposo o actividad) y se expresa en latidos por minutos (lpp ó ppm). La medida del pulso se puede efectuar en distintos puntos, siendo los más habituales la muñeca, en el cuello (sobre la arteria carótida) o en el pecho. Con independencia de la técnica de medida, el procesamiento que se recomienda seguir, para evitar errores en la medida y para que los valores obtenidos sean comparables, es el siguiente:

1. Medir la FC en condiciones de reposo, en un local a temperatura ambiente (20-24 °C) y en posición sentada.
2. Realizar la medida de la FC mediante palpación física 1 minuto antes de realizar la medida de la presión sanguínea.

¹³ Ritmo y frecuencia cardíaca. Variantes fisiológicas del electrocardiograma.

3. Repetir dos veces la medición y calcular el valor promedio.

La frecuencia cardiaca en reposo depende de la genética, el estado físico, el estado psicológico, las condiciones ambientales el pulso en el rango 60-100. Durante el ejercicio físico, el rango puede subir a 150-200 (Vázquez, 2003, 142)¹⁴. Se muestra en la tabla 2.6 los valores normales de la frecuencia cardiaca.

	ADULTO SEDENTARIO	ADULTO EN FORMA	DEPORTISTA
Reposo	Entre	Entre	Entre
Pulsaciones por minuto	70-90	60-80	40-60
Ejercicio Aeróbico	Entre	Entre	Entre
pulsaciones por minuto	110-130	120-140	140-160

Tabla 2.6 Valores normales de la frecuencia cardiaca

- Técnicas de monitoreo

Existen muchas maneras de monitorear la frecuencia cardiaca, pero solo son dos de suma importancia como son.

- Medición del Pulso
- ECG (Electrocardiograma)

Medición del Pulso. Como su pulso se identifica al número de latidos del corazón, y su medición puede proporcionar información importante acerca de la salud de una persona. Llevarla a cabo es la manera más sencilla de identificar alguna variación en el ritmo cardiaco que puede ser motivo de consulta al médico.

Un pulso rápido puede ser signo de infección o deshidratación. En situaciones de emergencia, la frecuencia cardiaca puede ayudar a determinar si el corazón está bombeando o no, y a partir de ello emprender acciones al respecto. La medición del ritmo cardiaco tiene además otros usos, por ejemplo, si se lleva a cabo durante una sesión de ejercicio (o inmediatamente después) proporciona información sobre el estado atlético y de salud de la persona.

El pulso se mide manualmente o se detecta el sonido que emite la acción de bombeo de corazón por medio de un estetoscopio en áreas por las que pasa cerca una arteria (Tabla 2.7).

¹⁴ Vázquez González, S. (2003). Intensidad del ejercicio sobre la base de la frecuencia cardiaca durante una sesión de aeróbic. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* vol. 3 (11) pp. 136-148 <http://cdeporte.rediris.es/revista/revista11/artfc.html>

Bebes de 0 a 11 meses	De 100 a 160
Niños de 1 a 6 años	De 65 a 140
Niños de 7 a 10 años	De 70 a 110
Niños de 11 años y adultos	De 60 a 100
Adultos mayores a 60 años	60 o menos

Tabla 2.7 Valores de frecuencia cardiaca

Electrocardiograma (ECG). Es un examen que registra en un papel los cambios que ocurren en las pequeñas corrientes eléctricas que se producen en el corazón con cada latido (Figura 2.10), se utiliza para medir el ritmo y la regularidad de los latidos, así como el tamaño y posición de las aurículas y ventrículos, cualquier daño al corazón y los efectos que sobre él tienen las drogas. (Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, vol. 3, 136-148).

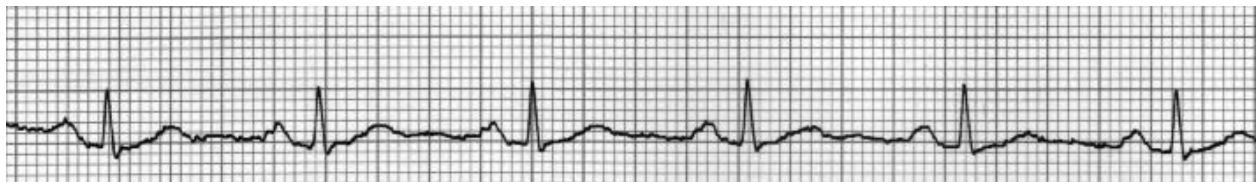


Figura 2.10 Electrocardiograma (Dubin, 1974)

El ECG tiene una amplia gama de usos:

- Determinar si el corazón funciona normalmente o sufre de anomalías (p. ej. Latidos extra o saltos—arritmia cardiaca).
- Indicar bloqueos coronarios arteriales (durante o después de un ataque cardíaco).
- Se puede utilizar para detectar alteraciones electrolíticas de potasio, sodio, calcio, magnesio u otros.
- Permitir la detección de anormalidades conductivas (bloqueo aurícula ventricular, bloqueo de rama).
- Mostrar la condición física de un paciente durante un test de esfuerzo.
- Suministrar información sobre las condiciones físicas del corazón (p. ej.: hipertrofia ventricular izquierda)

Para el análisis de un ECG se toman 12 derivaciones las cuales son mediciones de voltajes entre electrodos colocados en el cuerpo, en conclusión es como plasmar la actividad el corazón en fotografías tomadas desde diferentes puntos de vista.

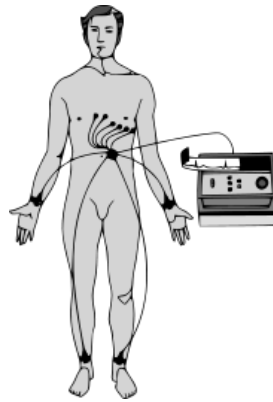


Figura 2.11 Derivaciones de un ECG (Dubin, 1974)

El triángulo de Einthoven es la medida más conocida para la obtención de la frecuencia cardiaca, (Figura 2.12).

Por lo tanto después de repasar algunos conceptos, la frecuencia cardiaca se entiende por el número de latidos en un intervalo de tiempo determinado, el cual normalmente se expresa en latidos por minuto. Y los métodos más comunes para la obtención de la frecuencia cardiaca son: por medio del sonido generado en cada latido del corazón y por medio del potencial eléctrico producido por el tejido cardiaco en cada latido del corazón.

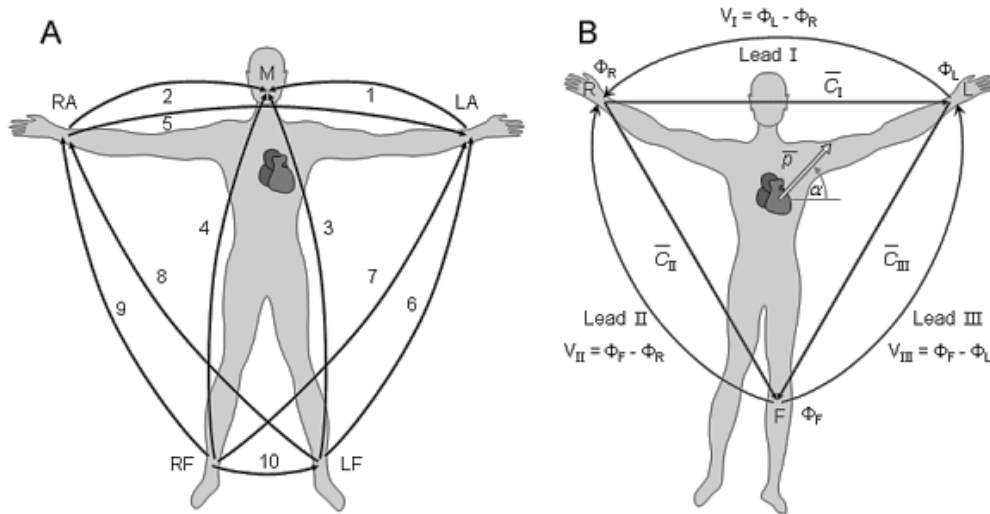


Figura 2.12 A) Forma de tomar un ECG, B) Triángulo de Einthoven, (Dubin, 1974)

2.3.2.1 Especificaciones técnicas del sensor de Frecuencia Cardiaca

- **Sensor EG00352 de MedLab**

El EG 01000 es un módulo ECG (Figura 2.13) de un canal, el consumo de energía del módulo es de entre 25 y 30 mA durante la transmisión. La dimensión del módulo es 77x53x10 mm. La placa tiene aislamiento galvánico y puede medir el pulso entre 30 y 250 latidos por minutos (promedio de más de 8 latidos). La mota se puede configurar con 3 etapas de amplificación, 3 transmisiones de velocidad y 2 de frecuencias del filtro muesca. El módulo también tiene un detector de lead-off, así como una señal de calibración y un modo de simulación. Transmisiones al módulo se realiza a través de la comunicación asíncrona en serie a 9600 baudios, 8 bits de datos, un bit de parada, sin bit de paridad.

El canal de ECG se mide sobre un cable de plomo número tres. Esto se hace mediante la medición de la tensión de entrada diferencial entre dos cables de las derivaciones. Los cables llevan la tensión diferencial a la etapa de entrada del amplificador, el tercero plomo, es la toma de tierra aislada del módulo. (Medlab, 2008)¹⁵.

La tarjeta está conectado al microcontrolador a través de la conexión serie (CMOS 0,5volts) una conexión RS232 de + 5, -5 voltios está disponible. El EG01000 envía una corriente continua de datos y es capaz de recibir comandos serie.

La frecuencia de muestreo para la señal de ECG puede ser configurado para ser 300 Hz, 100 Hz o 50 Hz. El comando que cambia la frecuencia de muestreo es "S" como en velocidad. Este comando toma un byte entre "0" y "2" como parámetro.

La placa cuenta con 3 etapas de amplificación que se pueden configurar a través del comando de amplificación "A". Este comando requiere un parámetro entre "0" y "2". Para la etapa de amplificación de bajo una señal de 1 mV se encuentra entre 110 y 147, en un medio de amplificación se encuentra entre 90 y 165 y en alta amplificación se encuentra entre 50 y 200.

El módulo tiene un filtro de muesca interna que pasa todas las frecuencias excepto aquellos en una banda de parada centrada en una frecuencia central. La frecuencia central se puede configurar para ser 50 Hz o 60 Hz mediante la emisión de un comando de "6" "5" o respectivamente. La configuración predeterminada de fábrica del módulo es el modo de transmisión normal con etapa de amplificación más bajo, 300Hz de frecuencia de muestreo y el filtro de corte se establece en 50 Hz.

¹⁵Technical Manual EG00352, Copyright Medlab



Figura 2.13 Módulo ECG (Medlab, 2008).

- **Electrodos**

Los electrodos son los conductores utilizados para pasar corriente a un elemento no metálico, estos comenzaron su desarrollo en el siglo XX cuando la utilización de la soldadura se implementó como parte principal de los inventos electrónicos de la época.

Existe un fenómeno que existe de forma natural y se produce por el hecho de que los organismos vivos contienen iones en proporciones diferentes, la **Bioelectricidad**. El proceso de conducción iónica es diferente al de conducción de electrones o conducción electrónica. La conducción iónica consiste en la migración de iones (moléculas cargadas positivamente o negativamente) a través de una región, en tanto que la conducción de electrones (eléctrica) consiste en el flujo de electrones bajo la influencia de un campo eléctrico.

Los bioelectrodos (Figura 2.14) son una clase de sensores que convierten la conducción iónica a conducción electrónica, de tal forma que la señal pueda ser procesada en circuitos electrónicos. Estos se utilizan frecuentemente para adquirir señales bioeléctricas clínicamente significativas, tal como electrocardiogramas (ECG), electroencefalogramas (EEG), y electromiografías (EMG).

Los electrodos de superficie son aquellos que se colocan para estar en contacto con la piel del paciente. Estos presentan diámetros que varían desde 0.3 hasta 0.5 cm y en algunos casos hasta 1 cm. La piel humana tiende a tener una muy alta impedancia comparada con la de otras fuentes de voltaje. Típicamente, la impedancia normal de la piel, vista por el electrodo, varía desde 0.5 k Ω para la piel sudorosa hasta 20 k Ω para piel seca.

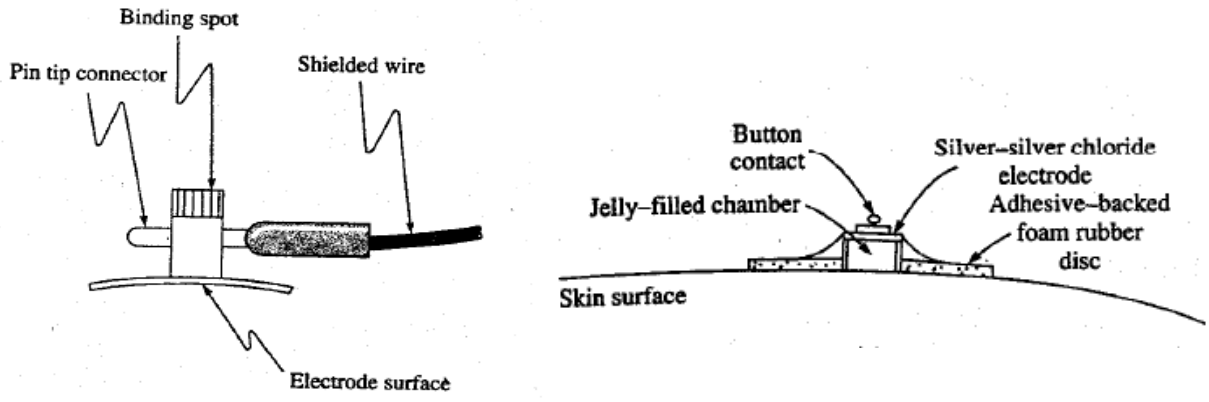


Figura 2.14 Electrodo de correa y vista seccional (My EKG, La Web del Electrocardiograma, s.f)

- **Amplificador de Instrumentación**

Los amplificadores de instrumentación requieren entradas diferenciales, una alta impedancia de entrada, un alto rechazo al modo común (CMRR) y alta ganancia programable.

Se forma con tres amplificadores operacionales y siete resistencias, consiste de un circuito amplificador, acoplado a un amplificador diferencial básico como la figura 2.15.

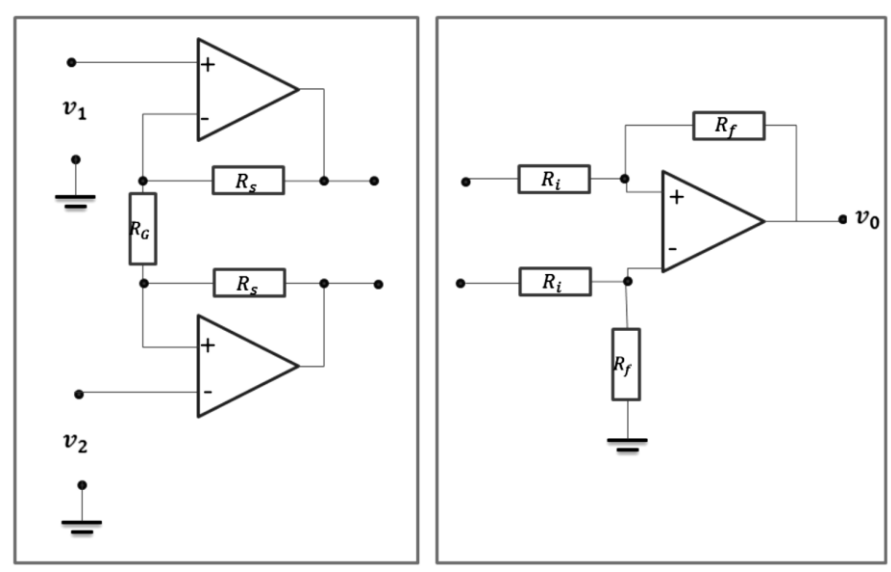


Figura 2.15 Amplificador y Amplificador diferencial básico (Moreno Ignacio, 60)

En la figura 2.16 se puede ver las dos etapas integradas. La operación que realiza es la resta de sus dos entradas multiplicada por un factor de amplificación de la señal resultante.

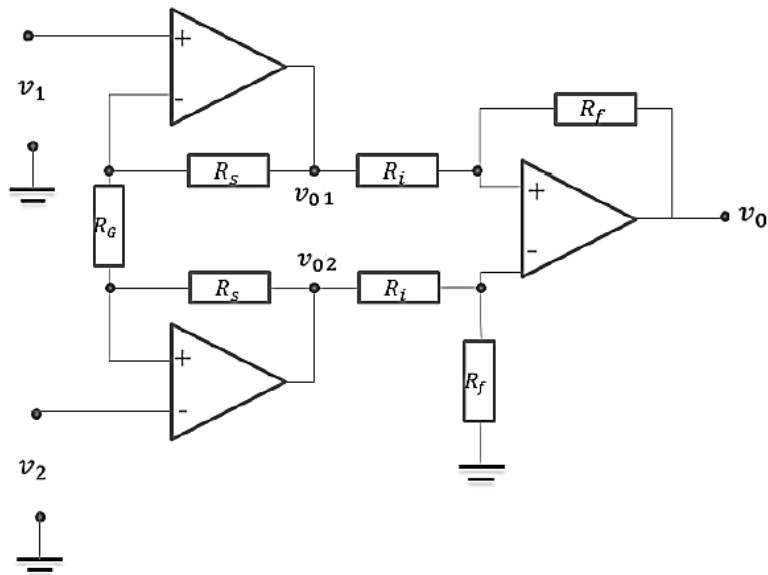


Figura 2.16 Amplificador de instrumentación (Moreno Ignacio, 60)

Este amplificador se usa para medir pequeños voltajes diferenciales superpuestos sobre un voltaje de modo común, más grande que el diferencial, se le llama también, amplificador transductor, amplificador de error y/o amplificador de puente.

Se diseña para usarse con señales de corriente directa o de corriente alterna. Es uno de los amplificadores más útiles, precisos y versátiles de que se dispone en la actualidad. Como ejemplos de aplicaciones con amplificadores de instrumentación son; el medidor de intensidad de campo, el osciloscopio y el voltímetro realizado con FET'S (Transistor de efecto de campo).

Existe un límite en la sensibilidad que tiene un instrumento, sin importar que tan alta sea la ganancia en su etapa de entrada. Los amplificadores generan ruido de fondo (ruido blanco), que se presenta como resultado de las corrientes y efectos térmicos. Las cantidades de magnitud menor que el nivel de ruido, no se miden confiablemente, inclusive al utilizar amplificadores de instrumentación.

Un amplificador de alta relación costo/desempeño, es el amplificador AD620, es un amplificador de instrumentación de alta precisión que requiere sólo una resistencia externa para establecer las ganancias de 1 a 1000.

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

Una ventaja importante es el bajo nivel de ruido, de polarización de entrada de poca intensidad y de baja potencia lo hace muy adecuado para aplicaciones médicas, como ECG y monitores de presión arterial no invasiva.

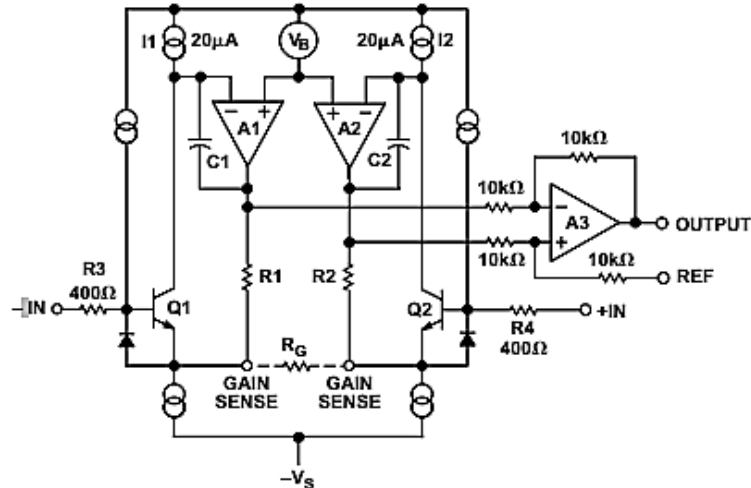


Figura 2.17 AD620 (Analog Device, 2011)

Características generales:

- La ganancia de voltaje es de 1 a 1000
- La ganancia se coloca utilizando una sola resistencia
- Opera con voltajes BIPOLARES de ± 2.3 a ± 18 volts
- Disponible en empaquetado de 8 pines
- Consumo de 1.3 mA
- El desempeño en DC es excelente ya que solo tiene un máximo de 50 μ V de offset
- Desvío máximo de 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C
- En AC tiene un ancho de banda de 120 KHz. con una ganancia de 100

Dentro de las aplicaciones donde se utiliza se encuentran:

- Instrumentación médica, en la figura 2.18 se muestra un ejemplo de aplicación.
- Basculas electrónicas
- Amplificación de transductores
- Etc.

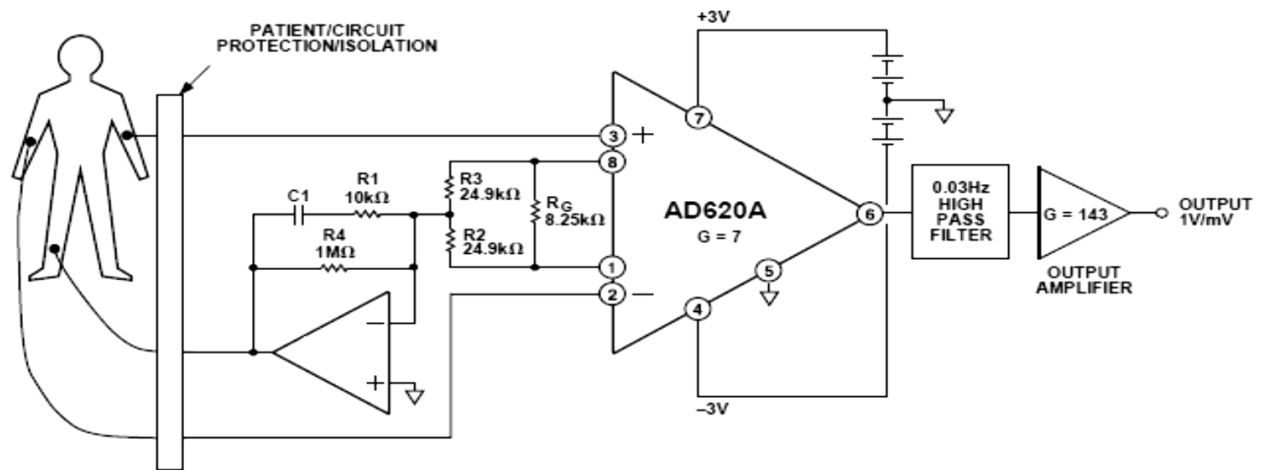


Figura 2.18 Circuito para captura de señales ECG propuesto por el fabricante del amplificador. (Analog Device, 2011)

Conclusión

Se han propuesto algunos sensores de la temperatura corporal y la frecuencia cardiaca, asentando algunas características técnicas, se ha escogido para el diseño del proyecto el sensor LM35. El sensor de temperatura tiene una gran linealidad, siendo por lo tanto fácilmente manejo de ellos. No requiere calibración. Cuenta con una corriente muy baja, que: evita la rápida descarga de alimentación (baterías), evitar el calentamiento espontáneo. Tiene una gran versatilidad (varias aplicaciones). También con un sistema simple y de bajo costo.

Para el sensor de la frecuencia cardiaca se utiliza el sensor AD620, un acondicionador de pequeña señal, que es la primera necesidad para la idea del diseño que es la lectura de la frecuencia cardiaca, el cual sirve para eliminar el 60 Hz. El gran beneficio que nos brinda este acondicionador es como su nombre lo indica arrojar una señal que es captada de nuestro cuerpo. El AD620 es un integrado ideal para el diseño y la aplicación de instrumentación de señales en electrónica, y es muy usado para este tipo de implementaciones que tienen que ver con factores físicos externos. Comprendiendo el adecuado funcionamiento de este amplificador es seguro se piense y diseñen más circuitos con este amplificador debido a su buen funcionamiento y eficiencia. De esta manera se procede a la realización con los sensores descritos para el diseño.

Capítulo 3 Diseño de la simulación

En el diagrama de bloques (Figura 3.1) del sistema se puede observar las diferentes etapas que lo componen, cada etapa cuenta con funciones específicas, donde se seleccionaron los sensores descritos en el capítulo 2.

Cuenta con 6 etapas:

- Sensado.
- Obtención de la temperatura
- Acondicionamiento
- Procesamiento de la señal.
- Visualización de la información
- Transmisión en una aplicación como se muestra en la figura (3.1).

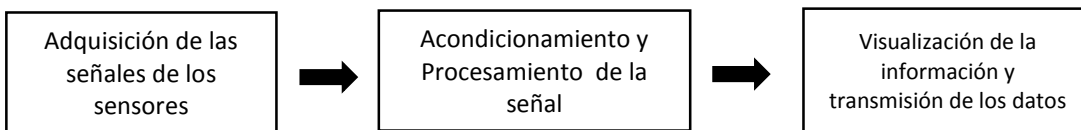


Figura 3.1 Diagrama a bloques de la simulación

Las etapas en resumen realizan la toma de las mediciones de la frecuencia cardiaca y la temperatura, donde los valores pasan al pic, hace el procesamiento para calcular la frecuencia y la temperatura correspondiente. Después de calcular se pasan los datos muestreados en el LCD, y la última parte los datos procesados los transmite a la PC. Para el funcionamiento de las etapas es necesario incluir un ciclo de alimentación, como se puede observar en la figura 3.2.

3.1 Red empleada para el sistema

Para la realización del sistema, en primer paso se tiene que elegir un tipo de red que se adapte a las necesidades que se requiere a la monitorización de constantes vitales, como el acoplamiento. Se debe de saber las características de los tipos de redes inalámbricas.

Algunas de las topologías que son utilizadas por redes inalámbricas y para este tipo de aplicaciones son:

- Redes Mesh
- Árbol de Clusters
- Red de sensores

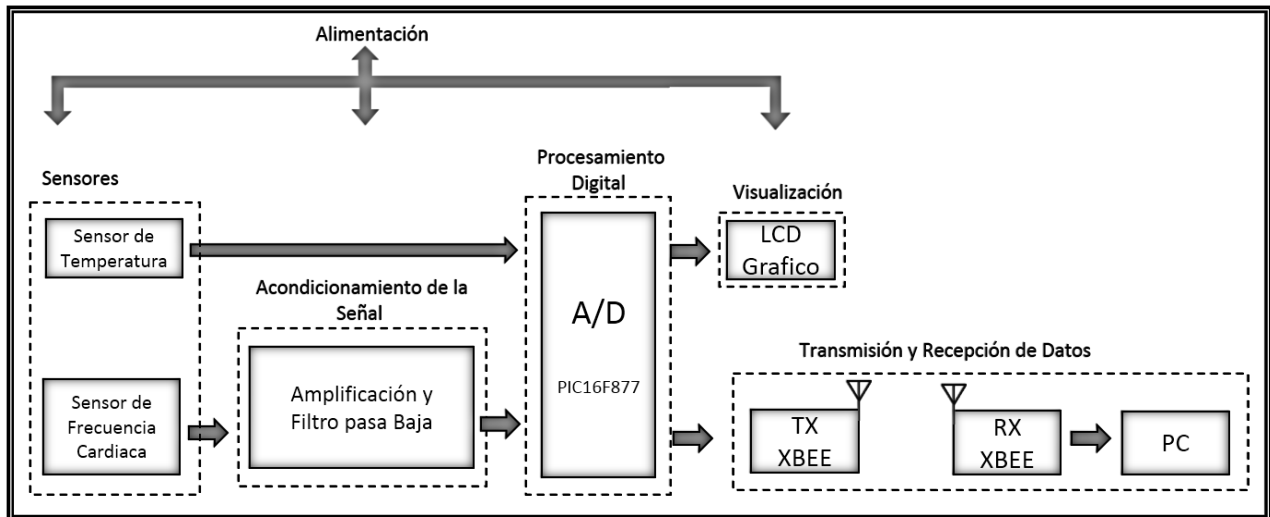


Figura 3.2 Diagrama de bloques del sistema

Al saber las distintas topologías que se necesitan para estas aplicaciones, se decidió utilizar en este sistema de monitorización de constantes vitales una red en la cual sus nodos o transmisores deberán estar conectados a una central. Mezclando una red de malla inalámbrica de dos tipos de topología la ad-hoc que permita la movilidad de los transmisores y de infraestructura en la cual se va a encontrar la central de monitorización; es decir una red de sensores con una topología Multipunto- Punto (Figura 3.3).

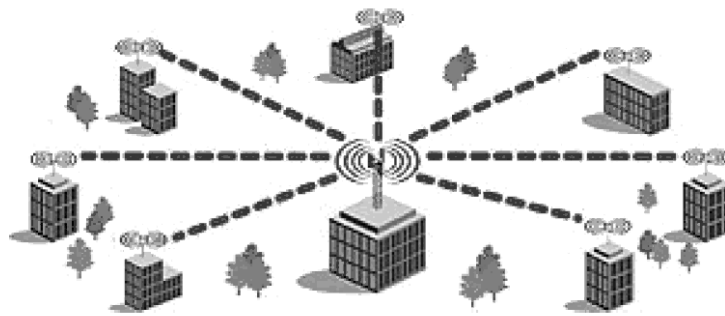


Figura 3.3 Topología Multipunto (http://www.psc.edu/networking/perf_tune.html.)

Red de sensores

Esta red es aquella que está destinada y diseñada para comunicaciones inalámbricas donde sus transmisores o sensores tienen características específicas como sensibilidad, bajo consumo de energía, autoconfiguración sea como emisor o receptor y comunicación inalámbrica. Las redes de sensores se enfocan en múltiples aplicaciones para sensores industriales, domótica, medioambiente y otros.

- Características

Topología Dinámica

La topología de una red de sensores siempre se va a encontrar en constante movimiento, ya que esto le permite adaptarse para comunicar los datos que está tomando (Figura 3.4).

En la mayoría de una red de sensores no se utiliza una infraestructura por lo que sus nodos al trabajar como emisores, receptores o enrutadores de información tienen la capacidad de recolectar los datos y transmitir a un ordenador, el cual puede ir recolectando la información de acuerdo al lugar que se encuentren.

Comunicación Flexible

Las redes de sensores operan sea con una comunicación multisalto o de **broadcast** para el paso de su información, la mayoría de estas trabajando bajo un mismo protocolo de enrutamiento.

El hardware utilizado en las redes de sensores, debe ser fabricado de la manera que ocupe el menor espacio posible y resistente a daños ya que se ve expuesto a usos limitados y en zonas de difícil acceso con bajos consumos de energía y con una gran fiabilidad en la adquisición de sus datos.

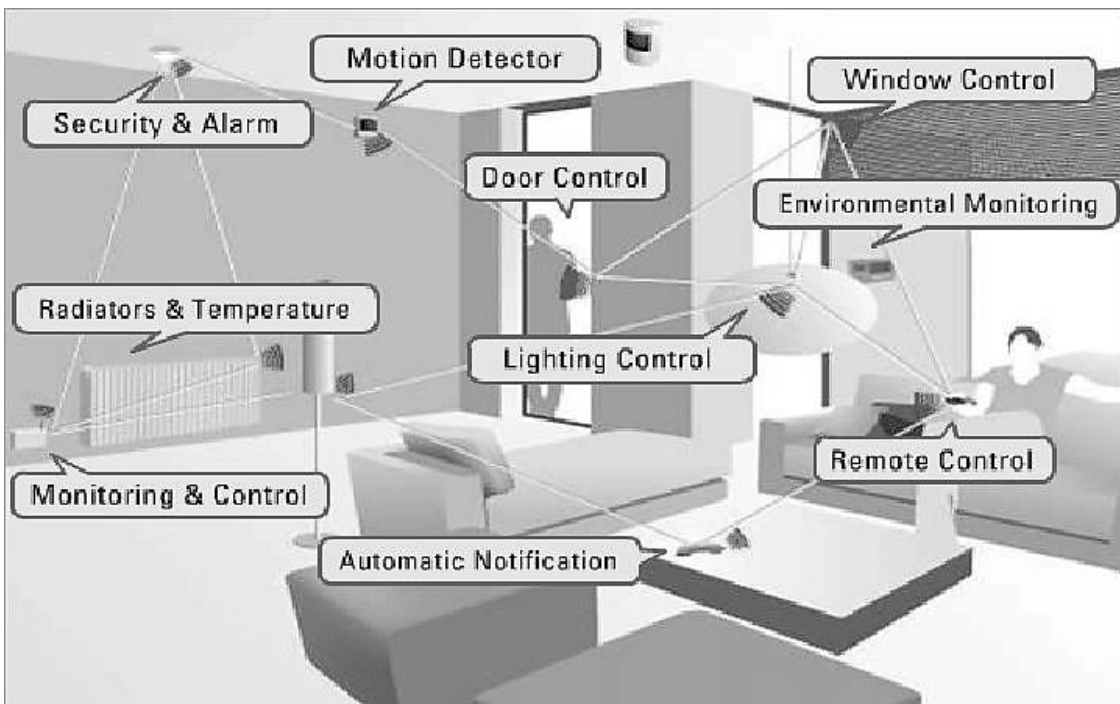


Figura 3.4 Red de sensores (http://www.psc.edu/networking/perf_tune.html.)

3.2 Etapa de sensado

En esta etapa se reciben los datos de la red de sensores conectados al paciente para pasarlos a la etapa de acondicionamiento, amplificación y procesamiento.

- Sensor de temperatura

Al ver visto los diferentes tipos de sensores para la medición de la temperatura, en este caso, se escoge un sensor LM35 el cual es un sensor de temperatura linealmente proporcional a la temperatura en grados Celsius ($^{\circ}\text{C}$). Las medidas típicas van entre 36°C a 40°C .

La configuración básica del LM35 (permite temperaturas de 2°C a 150°C), se envía la señal a la entrada AN0 del PIC.

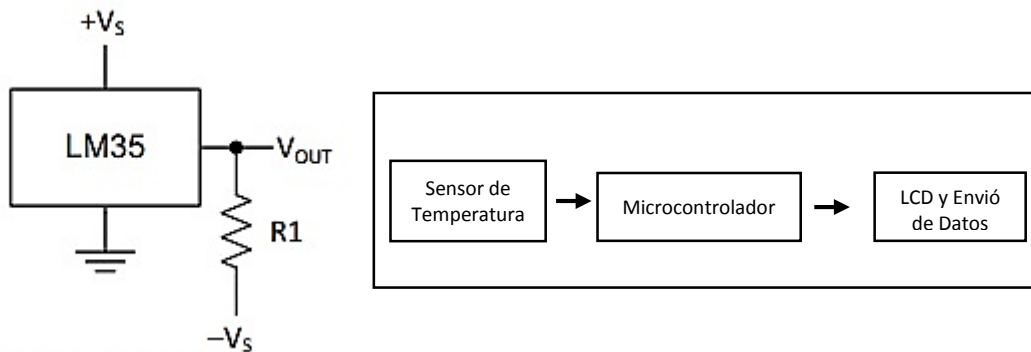


Figura 3.5 Conexión de sensor y diagrama a bloques

La medición de la temperatura corporal es directa como se muestra en la figura 3.5 dada por las tres fases: la medición de la temperatura del paciente, el procesamiento de los datos en el microcontrolador, el desplegado de la información y el envío de esta.

- Sensor de Frecuencia Cardíaca

El diseño del circuito electrónico para la frecuencia cardíaca, se toma a partir de electrodos adheridos en el tórax en la parte superior izquierda con contacto de la piel, y un electrodo común del circuito (tierra) como se ve en la figura 3.6.

Se presenta el diagrama a bloques del circuito que capta la señal del corazón y se hace un análisis de las distintas etapas que debe de cumplir dicho circuito.

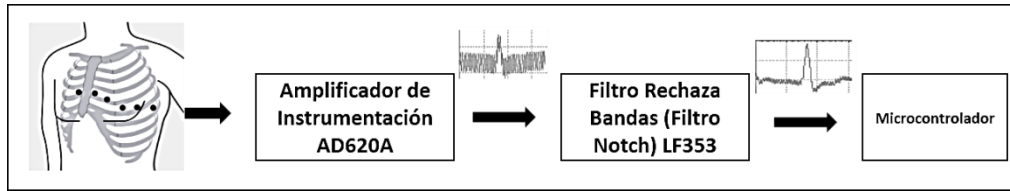


Figura 3.6 Diagrama a bloques de la Frecuencia Cardíaca

La primera etapa del circuito es la más importante pues es la que permite que las subsiguientes hagan el requerido procesamiento y es parte fundamental en cualquier tipo de análisis de la señal que se le haga la onda cardíaca.

Un amplificador de alta relación costo/desempeño, es el amplificador AD620; es un amplificador de instrumentación de alta precisión que requiere sólo una resistencia externa para establecer ganancias de 1 a 1000. (Figura 3.7).

En esta etapa se pasa a tener unos pequeños mili volts a algunos volts de amplitud. Pero existen algunos problemas que sobresalen en esta, uno de ellos es el ruido debido a que cuando amplificamos no tenemos preferencia por la señal cardíaca sino que también son amplificadas otras señales provenientes de agentes externos como el ruido, proveniente de las líneas eléctricas u otros equipos electrónicos y telecomunicaciones inalámbricas.

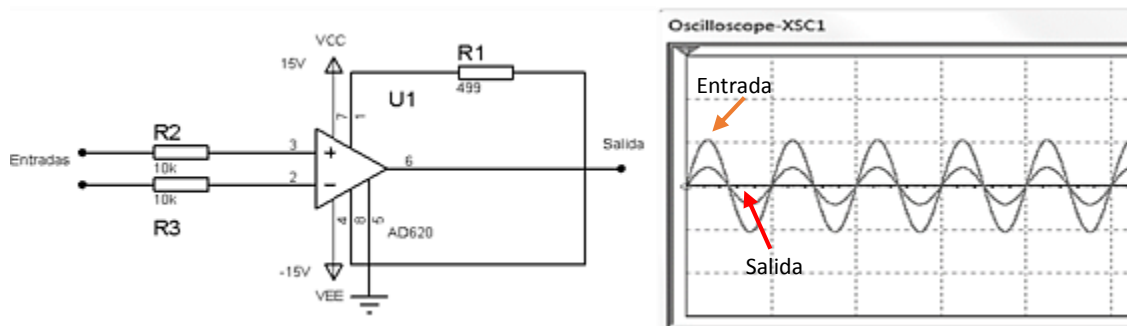


Figura 3.7 Amplificador de Instrumentación AD620a

Para evitar este tipo de interferencias en la onda cardíaca se aplica una segunda etapa, que es el filtrado de la señal. Se utiliza un Filtro Rechaza Banda (Filtro Notch) Figura 3.8, este se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que está interviniendo en el circuito, que es la frecuencia de 60Hz que es generada por la línea de potencia. Este filtro se encargara de rechazar exclusivamente el ruido de 60Hz para entregar a la salida una señal completamente pura de distorsiones.

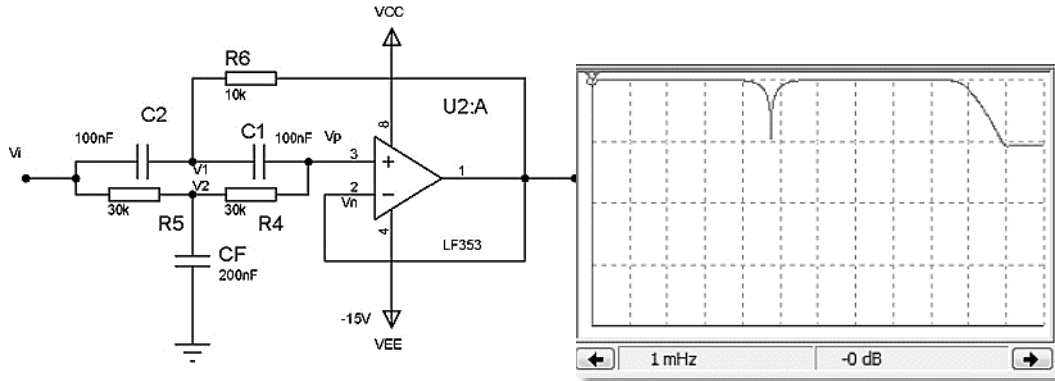


Figura 3.8 Funcionamiento del Filtro Notch

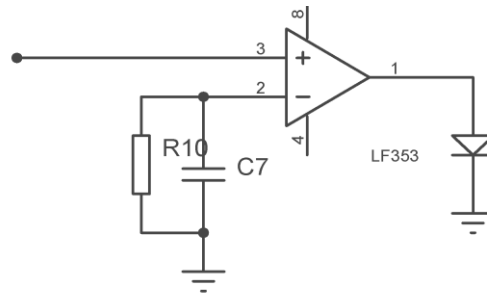


Figura 3.9 Detector envolvente y filtro

Para el filtro activo pasabanda 0.1 a 0.7 Hz, se tiene un filtro de 2° orden butherworth que permitiera solo frecuencias características de la respiración las cuales oscilan normalmente entre 12 hasta 25 respiraciones por minuto lo cual equivale a un rango de 0.1 Hz hasta 0.7Hz, es un rango amplio que significa un límite inferior que está por debajo de 12 respiraciones por minuto y superior por encima de 25. Por estas condiciones se diseña un filtro pasa baja de 0.7 Hz en serie con el filtro pasa alta de 0.1Hz Figura 3.10.

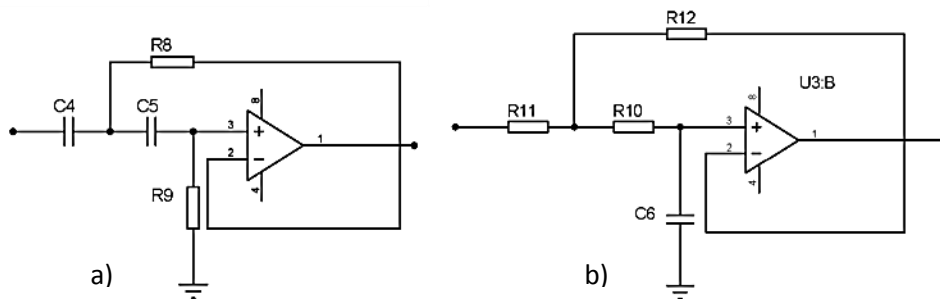


Figura 3.10 a) Filtro pasa altas de 0.1Hz y filtro pasa bajas 0.7 Hz.

El conformador de onda (Figura 3.11) busca conformar la señal de la respiración en una onda cuadrada para llevarla a la entrada digital del microcontrolador y de esta manera se podrá medir el número de respiraciones por minuto.

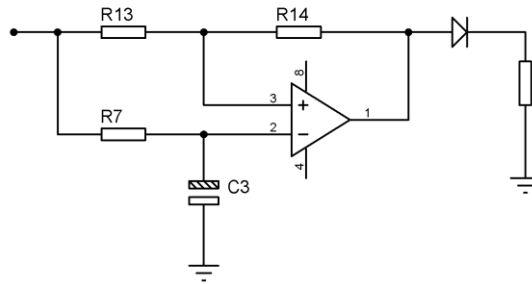


Figura 3.11 Conformador de Onda cuadrada

3.3 Etapa de procesamiento digital

Esta etapa consta en la utilización de un microcontrolador. Un microcontrolador (Figura 3.12) es un es un circuito integrado programable (microprocesador + E/S + memoria + otros periféricos), aunque de limitadas prestaciones, que está contenido en el chip de un circuito integrado programable y se destina y gobiernan una sola tarea con el programa que reside en su memoria. Sus líneas de entrada/salida soportan el conexionado de los sensores y actuadores del dispositivo. Las partes funcionales son:

- CPU (Central Processor Unit o Unidad de Procesamiento Central)
- Memorias volátiles (RAM), para datos
- Memorias no volátiles (ROM, EPROM, PROM) para escribir el programa
- Líneas de entrada y salida para comunicarse con el interior
- Algunos periféricos (comunicación serial, temporizador, convertidor A/D, etc.)

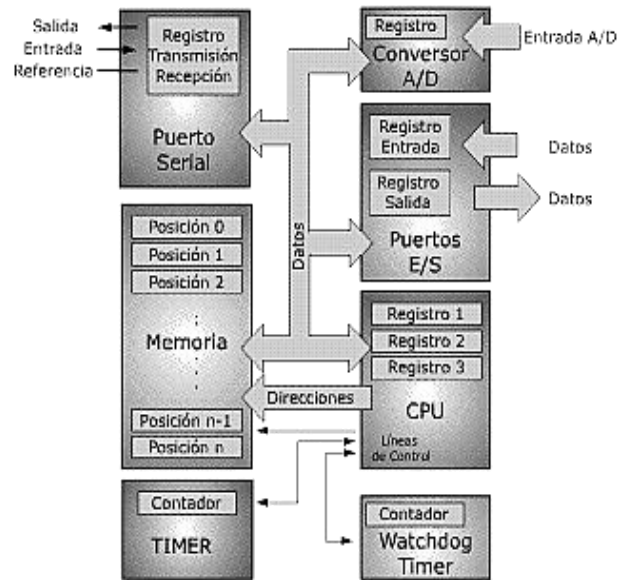
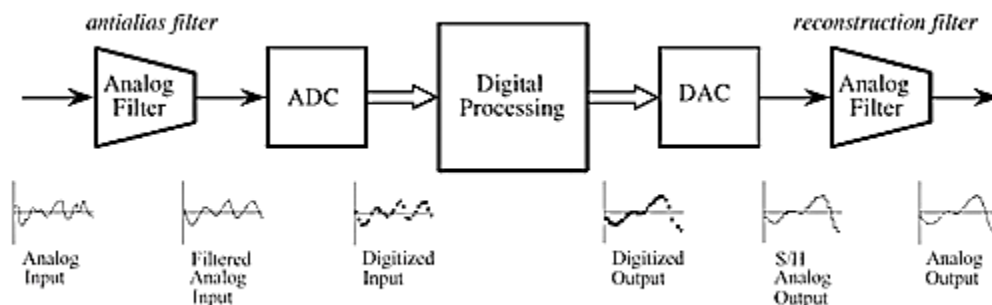


Figura 3.12 Estructura típica de un microcontrolador (Beltran,2013)

El procesamiento digital de señales se ocupa de la representación, transformación y manipulación de señales discretas desde el punto de vista de la información que contienen. Es decir un sistema de procesado digital necesita interactuar con el exterior para recoger las señales analógicas que queremos procesar y posteriormente devolver estas señales al dominio analógico, si bien existen tareas de procesado como las simulaciones o las síntesis de señales en las que o necesariamente estarán todas las etapas siguientes (Figura 3.13) (W. Smith, 1999)¹⁶:

- Conversión de la señal continua en tiempo y amplitud en una señal digital.
- Procesado de la señal digital
- Conversión de la señal digital procesada, en una señal continua.



Extraído de: The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. SW Smith.

Figura 3.13 Etapas de Procesamiento Digital (W. Smith, 1999)

¹⁶ W. Smith, Steven (1999). "The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing". California Technical Publishing. California. 630 pp.

El diagrama de bloques de la figura 3.14 del procesamiento en la red se basa concretamente en el uso del conversor análogo digital y la comunicación serial USART (Transmisor y Receptor Sincrónico/Asincrónico Universal), se encargan de tomar la señal fisiológica censada y se realiza la conversión y procesamiento para luego hacer la transmisión hacia el sistema de visualización, que será en el LCD gráfico y PC.

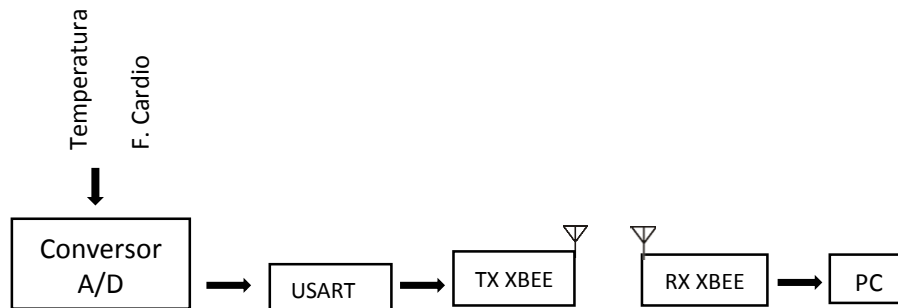


Figura 3.14 Diagrama a bloques de procesamiento

Las funciones que tiene que cumplir el microcontrolador es que realice la comunicación con los módulos Xbee y la lectura de los sensores de la temperatura corporal y frecuencia cardíaca. Por lo tanto el microcontrolador deberá disponer con lo siguiente:

- Capacidad para una comunicación I2C
- Capacidad para una comunicación USART ó UART
- Un pin digital para controlar el modo de funcionamiento del módulo Xbee
- Tener una tensión de alimentación entre 2V y 3V
- Debe poder trabajar en modo de bajo consumo y despertarse por sí solo transcurrido un determinado periodo de tiempo.

El microcontrolador que se ha seleccionado es el PIC16F877a, las cuales sus características son:

- Frecuencia de Operación: 20MHz
- Memoria FLASH de programa: 4k
- Memoria de datos (bytes): 368
- Memoria de datos EEPROM (bytes): 256
- Interrupciones: 35
- Puertos de E/S: Puertos A, B, C, E
- Temporizadores: 3
- Módulos de captura/comparación/PWM: 2

	ZigBee	Bluetooth	Wireless USB	WIFI	Wibree	TinyOS
Aplicaciones	Monitorización y control	Reemplazo de cable	Web, email, video	Web, email, video	Reemplazo de cable	Soluciones de muy bajo consumo energético
Frecuencia de radio	868MHz 915MHz 2.4GHz	2.4GHZ	3.1-10.6GHz	2.4GHz-5GHz	2.4GHz	868MHz 915MHz 2.4GHz
Ancho de Banda	20-250kbps	1Mbps	110-480Mbps	11-108Mbps	1Mbps	20-250kbps
Dimensión de red	65000	7-8	-	30	-	65000
Rango de transmisión (metros)	1-75	1-10	1-10	1-100	1-10	1-100
Topología de red	Estrella, malla y árbol de cluster	Ad-hoc, piconet	Point-to-point multipoint	Point-to-point multipoint	-	Mallado puro
Complejidad	Baja	Media-Alta	Alta	Alta	Media	Baja
Consumo energético	Bajo	Medio	Alto	Alto	Bajo	Muy bajo
Puntos fuertes	Consumo, coste, robustez, seguridad	Coste, seguridad	Velocidad	Velocidad flexibilidad	Consumo, coste, robustez, seguridad	Consumo, coste, robustez, seguridad

Tabla 3.1 Comparación de medios de transmisión

Después de ver cuál es la tecnología que se adapta mejor al proyecto, se procede a la selección del dispositivo de transmisión inalámbrica, la cual tiene que ser un dispositivo indicado que se adapte a las necesidades requeridas del diseño del sistema. Existen dispositivos que se encuentran en el mercado como Bluetooth y los módulos de ZigBee por su fiabilidad, fácil implementación, costo y más prestaciones en aplicación de monitorización de variables.

Actualmente existen varias compañías dedicadas entre otras cosas a la manufacturación de chips ZigBee, entre ellas son AtmelCorporation, Chipcon, Crossbow, EmberCorporation, Freescale, etc. Max Stream al igual que otros fabricantes desarrollan Módulos ZigBee utilizando estos chips, MaxStream ha optado por la plataforma ZigBee de Freescale.

Para el desarrollo de este proyecto se ha escogido el módulo Xbee, con antena chip integrado. Debido a que la comunicación de los datos debe ser transmitidos inalámbricamente. A continuación se explican las

características de los módulos. El módulo Xbee, opera en una frecuencia de ISM de 2.4GHz, donde hace su comunicación a través de un canal de 16 posibles canales que permiten ZigBee. El alcance del dispositivo al momento de la transmisión de los datos, depende del tipo de antena a utilizarse como de la potencia del dispositivo. En una red de sensores ZigBee teóricamente se puede formar hasta 65535 equipos, en otras palabras controlan mediante el protocolo ZigBee todos estos equipos dentro de una sola red.

Sus características técnicas son.

Características	Xbee
Alcance en espacios inferiores	Hasta 30 m
Alcance en espacios exteriores	Hasta 100 m
Potencia de salida en transmisión	1mW (0 dBm)
Velocidad de Datos	250kbps
Sensibilidad del recepción	-92 dBm(1% PER)
Voltaje de alimentación	2,8-3,4 V
Corriente de transmisión	45mA @ 3,3V
Corriente de recepción	50 mA @ 3,3 V
Corriente power-down	<10 μ A
Frecuencia	ISM 2,4 GHz
Dimensiones	2,438 cmx 2,761 cm
Temperatura de operación	-40 a 85 °C
Tipos de antenas	Conector UFL, antena chip, antena de látigo
Topologías	Punto a punto, punto a multipunto, igual a igual y mesh
Número de canales	16 canales DSSS

Tabla 3.2 Características de Xbee

Los dispositivos Xbee (Figura 3.16), poseen una dirección única como en las direcciones MAC de los dispositivos Ethernet. Xbee tiene una dirección de 64 bits que vienen de fábrica, las cuales se utilizan en los algoritmos de ruteo de direcciones de 16 bits, es de esta manera el número de elementos que se integran en la red; $2^{16} = 65535$.

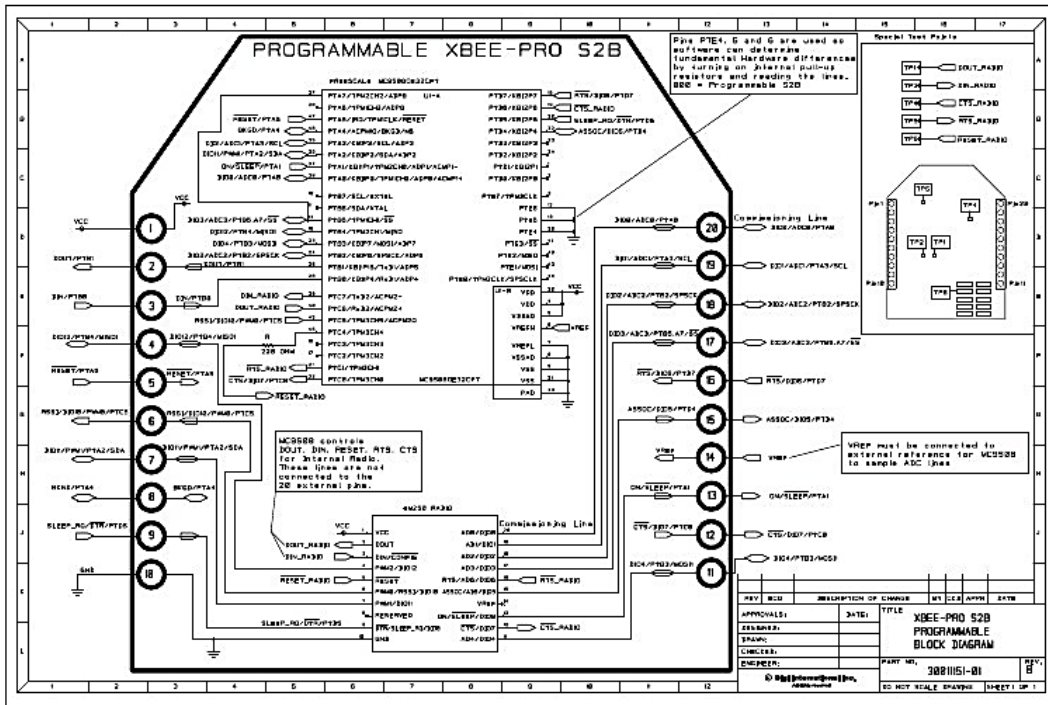


Рис. 3. Структура внутренних соединений

Figura 3.16 Diagrama de Bloques Xbee (Digi. 2011)

El circuito básico de un dispositivo Xbee debe de cumplir con las conexiones que son requeridas como la alimentación, circuito a tierra y pines de transmisión y recepción como en la figura 3.17.

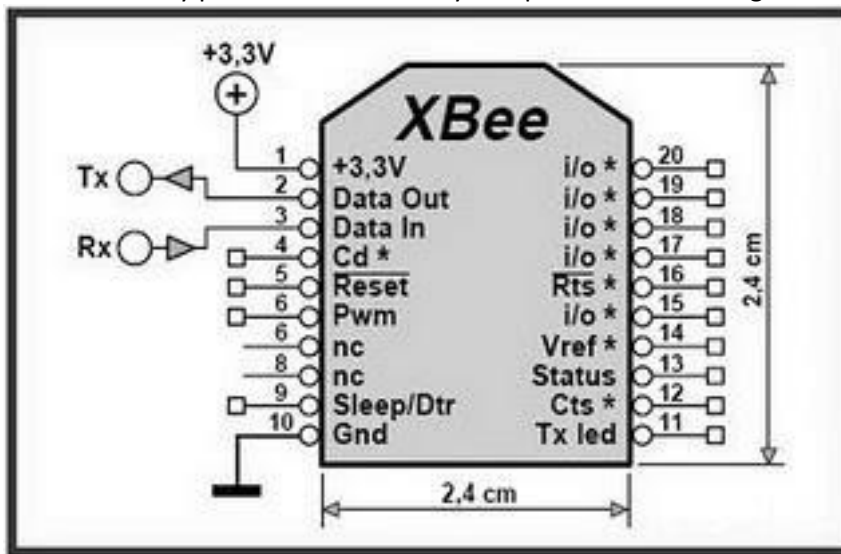


Figura 3.17 Conexiones básicas (Digi. 2011)

Este circuito se encuentra en un rango de 2.8V a 3.4V, los pines de transmisión y recepción del UART (TXD y RXD) y deben ir conectados a un microcontrolador, o al puerto serial con el convertidor de voltajes adecuado.

Los dispositivos Xbee operan en 5 modos los cuales son mostrados en la figura 3.18.

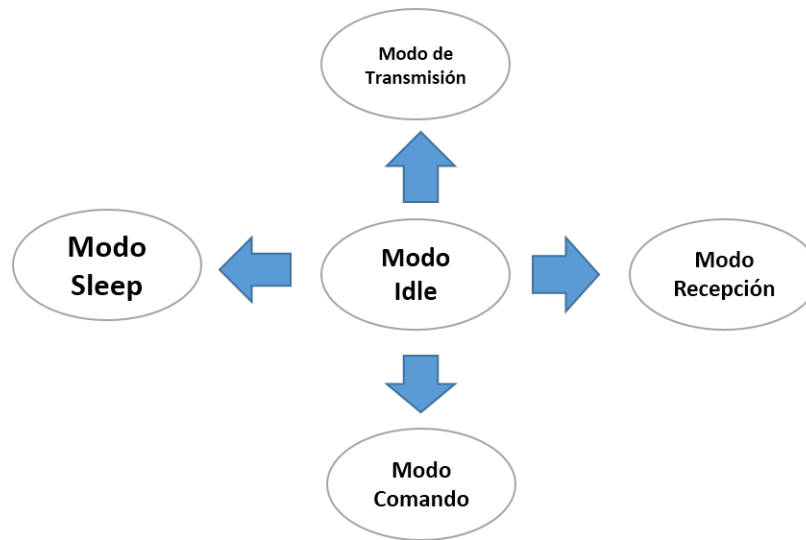


Figura 3.18 Modos de operación de Xbee (Digi. 2011)

-Modo Recepción/Transmisión

Se trabaja en este modo cuando el dispositivo envía o recibe paquetes, siendo la transmisión de paquetes de forma directa o indirecta. En cuanto la información llega inmediatamente al nodo destino; cuando se la realiza en forma indirecta la información es retenida por un periodo de tiempo y es enviada cuando el nodo destino la requiere. En este modo de operación, es posible enviar la información en dos modos por Broadcast y Unicast, en donde el modo unicast recibe un paquete de confirmación de que la información solicitada llegó con éxito. En el modo Broadcast no se recibe paquetes de información de que la información llegó con éxito solo se espera la acción del dispositivo.

-SleepMode

En este tipo de modo de dispositivo, entra en bajo consumo de energía y la transmisión o recepción la realiza únicamente cuando la red lo requiere. Para entrar en este modo de operación, se necesita realizar la configuración del dispositivo en base a la asignación de pines y tiempos controlados por el microcontrolador. El modo de sueño, hace posible que el modulo RF entre en modo de bajo consumo de energía cuando no se encuentre en uso.

-Modo de Comando

Este modo permite configurar al dispositivo mediante comandos AT para modificar sus parámetros como su dirección propia o dirección destino; su modo de operación u otros parámetros. El ingreso de los comandos AT, se lo realiza mediante el **hipeterminal** de Windows o por el programa X-CTU u otro dispositivo que maneje comunicación UART.

-Modo Idle

Este tipo de operación se le denomina, cuando no se encuentra ni transmitiendo ni recibiendo ni ahorrando energía, ni modo de comandos entonces está en modo IDLE.

Direccionamiento y Topología

Los equipos Xbee permiten dos tipos de direccionamiento, el direccionamiento de 16 bits y el direccionamiento de 64 bits, la diferencia radica principalmente en el número de equipos a controlar en la red. El direccionamiento de 16 bits se encuentra en el rango de direcciones (0x0 – 0xFFFFE) y el direccionamiento de 64 bits se encuentra en el rango de (0xFFFF – 0xFFFFE).

Topología Punto a Punto

Este tipo de conexión es ideal cuando se requiere eliminar el cable serial y realizar control o envío de información en redes pequeñas. Para esto se debe configurar la dirección haciendo uso de los comandos MY y el DL así el Modulo de dirección MY se comunicara con el módulo de dirección DL arbitrariamente.

Topología Punto a Multipulto

Este tipo de configuración de red permite mayor prestaciones, como seguridad, fiabilidad de datos y más. Permitiendo tener un mayor control sobre la transmisión de datos, logrando así que la información transmitida llegue solo a ciertos dispositivos de manera controlada. Para este tipo de configuración de red necesitamos que la red se encuentre en el direccionamiento de 16 bits y que nuestro Pan ID o identificador de red pertenezca a la misma red. El comando que se utiliza para la configuración del PAN ID es el ATID y su rango va desde 0x0 a 0xFFFF.

Otro comando que debe ser de esencial configuración, es el tipo de canal que a utilizar según el protocolo IEEE 802.15.4 esta norma específica que entre canal y canal debe existir una diferencia de 5 MHz, comenzando desde la frecuencia base 2.405 GHz, hasta la Frecuencia 2.408 GHz.

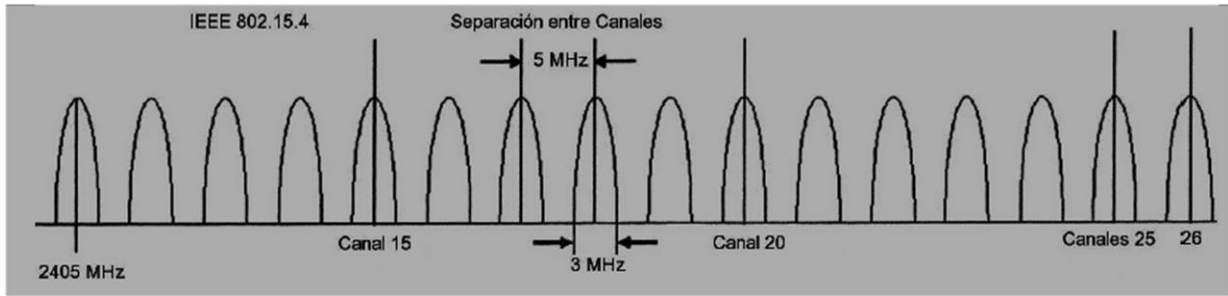


Figura 3.19 Alimentación de un dispositivo XbeeV (Digi. 2011)

Como la gráfica de la figura 3.19, se dispone de 16 canales pero la asignación se la realiza desde el canal 11 hasta el canal 26; para la asignación de la frecuencia central se utiliza la siguiente fórmula:

$$\text{Canal} = 2.405 + (\text{CH} - 11) \times 0.05 \text{ [GHz]}.$$

3.5 Etapa de Visualización

Para esta red de sensores inalámbrica se necesita una visualización de los datos obtenidos, el cual debe de tener compatibilidad con el microcontrolador. Se elige un display grafico LCD como el de la figura 3.20.

Es una pantalla gráfica de cristal líquido o GLCD (Graphic Liquid Crystal Display), conformado por una matriz de puntos de visualización de 128 pixeles de largo por 64 pixeles de alto. Su iluminación de fondo está entre verde- amarillo- azul cuando se enciende. Fácil manejo con microprocesadores de 8 Bits, bajo consumo y contiene dos controladores internos un KS0108B y KS0107B.

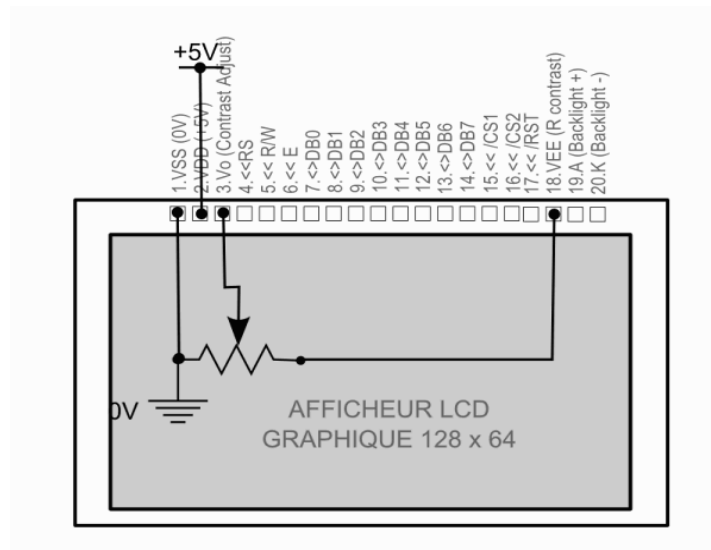


Figura 3.20 LCD Grafico (Hantronix, 2003)

3.6 Etapa de alimentación

La etapa de alimentación se comprende de dos partes, la batería que suministra la energía necesaria para el sistema y una etapa de regulación de voltaje donde se encarga suministrar el voltaje correcto a los componentes.

Las baterías alcalinas duran entre tres y diez veces más que las salinas. Sabiendo esto se planea la utilización de baterías alcalinas para alargar el tiempo de uso del sistema. Se presenta una tabla comparativa de pilas alcalinas y salinas.

Tipo de Batería	Batería Alcalina	Batería Salinas (Zinc-Carbono)
Electrolito	Alcalino de hidróxido de potasio	Cloruro de amonio en medio ácido cloruro de zinc
Ánodo (-)	Polvos de zinc (mayor velocidad de reacción)	
Cátodo (+)	Dióxido de magnesio (más puro y denso)	
Tensión	Disminuye dependiendo de la carga o potencia consumida	Disminuye constantemente durante su uso.
Costo	3 veces más caras	Más baratas
Durabilidad	3 a 10 veces más durables	Menos durables
Marcas	Duracell, Energizer, Varta	Samsung, Panasonic

Tabla 3.3 Comparación de Baterías

Un regulador de voltaje es un elemento que se encarga de aumentar o disminuir el voltaje a su salida respecto a la entrada, además de asegurar que el voltaje proporcionado sea fijo en un rango de corriente (Figura 3.21).

El dispositivo que se selecciona para el prototipo es el LM7805, las razones de esta selección son por que presenta un bajo ruido en el voltaje de salida y ayuda a que el límite superior del convertidor analógico digital sea estable, además de ser un dispositivo de bajo costo en comparación con otros dispositivos de semejantes características.

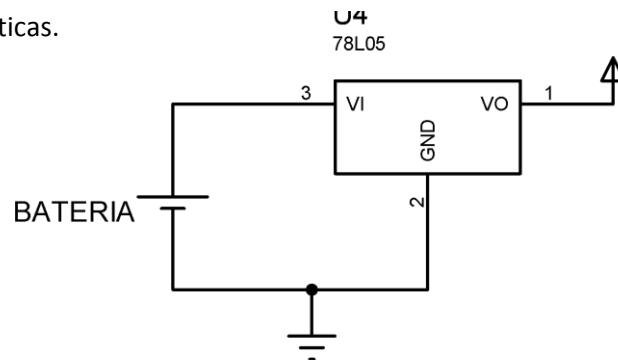


Figura 3.21 Acondicionamiento de la Batería

En la figura 3.21 se propone un acondicionador de batería ya que los módulos utilizan un voltaje de 9v. Esto se hace con un regulador de voltaje que permita dar protección al controlador. Donde de esta manera se brindará voltaje ideal para su funcionamiento.

3.7 Desarrollo de la simulación de la red

A partir de los análisis anteriores se ve el funcionamiento de cada una de las etapas para las investigaciones del comportamiento de los signos vitales y la transmisión inalámbrica de datos. El sistema está simulado en el programa Proteus, donde es una compilación de programas de diseño y simulación electrónica, desarrollado por LabcenterElectronics © que consta de los dos programas principales: Ares e Isis. El programa que se utilizó para la programación del PIC es una herramienta muy útil para programar microcontroladores de la familia PIC. El CCS PCWH Compiler es un compilador que nos permite escribir los programas en lenguaje C el cual permite mayor uso de funciones, con lo que se logra un menor tiempo de desarrollo.

El funcionamiento del cuerpo humano se asocia con señales de origen eléctrico, químico y acústico. Las señales reflejan propiedades de los sistemas biológicos asociados a ellas. El decodificar dichas señales muestra ser muy útil para explicar e identificar la información que porta la señal de la función del cuerpo asociada. Por lo tanto una simulación describe cuantitativamente algún comportamiento fisiológico por medio de ecuaciones matemáticas y se usa para replicar señales que son generadas por el cuerpo. Para el análisis y prueba del sistema se utiliza una señal ECG simulada. Esta forma de trabajo muestra una importante ventaja: *investigar condiciones que son difíciles de manejar experimentalmente.*

El sistema hace uso de pulsaciones, las cuales son una onda que se origina del corazón y se propaga a través de las arterias del cuerpo.

El proyecto realizado por Román Ortega, Dario. *Señal Biomédica ECG*. Recuperado el 3 de Noviembre del 2014, del sitio web del Blog Corporativo de PROTEUS ISIS. Se utiliza para la simulación de las señales biomédicas y se acoplo para nuestra red de monitorización de signos vitales. (Román, 2012).

- Partes que conforman la simulación del sistema de instrumentación biomédica.

En la etapa de adquisición de las señales se pretendía realizar el principio el efecto fotoeléctrico, es decir utilizar un LED infrarrojo y un fototransistor alineados en el dedo. De esta forma se obtiene un voltaje a través de la luz infrarroja que a su vez depende de la cantidad de sangre que haya en el dedo, y bombea

cuando hay un pulso. En la figura 3.22 se representa una señal muy parecida al impulso unitario la cual simula el voltaje que se obtiene en el momento que hay un pulso.

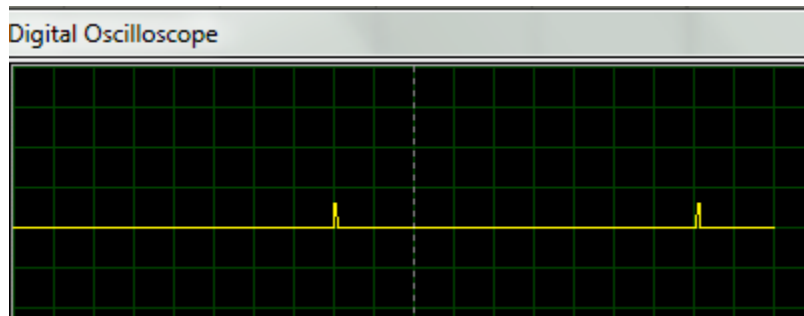


Figura 3.22 Simulación del pulso cardiaco con 1mV de Voltaje de entrada

En la adquisición de la señal de temperatura en estado normal en el osciloscopio, es la siguiente:

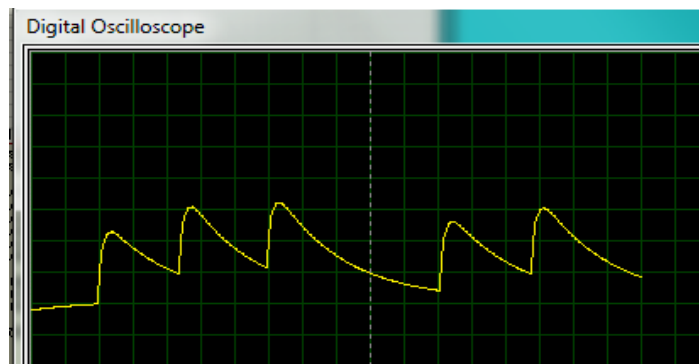


Figura 3.23 Grafica de la temperatura en 36°C rango normal del ser humano, dando los cambios de cada aumento de temperatura

Etapa de amplificación de la señal cardiaca se divide en dos partes: amplificado y filtrado. Estas dos partes solo se incluyen en el sensor de la frecuencia cardiaca. Como se ha explicado anteriormente, la naturaleza de las señales cardiacas, tienen una frecuencia que se acerca a los 0 Hz, se realiza un filtro pasa alto con una ganancia alta de 1000 con su frecuencia de corte de 0.5Hz, en la simulación se utilizó un filtro de primer orden. El segundo filtro es pasa bajas con frecuencia de corte 4.5Hz. Al utilizar esta frecuencia se muestra el periodo de la señal lo suficiente alta, para poder utilizarla más cómodamente en la simulación. En un ser humano no es capaz de llegar hasta esos valores. Además de utilizar esta frecuencia alta, ayuda a filtrar el ruido proveniente de la red eléctrica si se conecta un dispositivo a esta, como se sabe el ruido está determinado por la frecuencia de 60 Hz. (Figura 3.24)

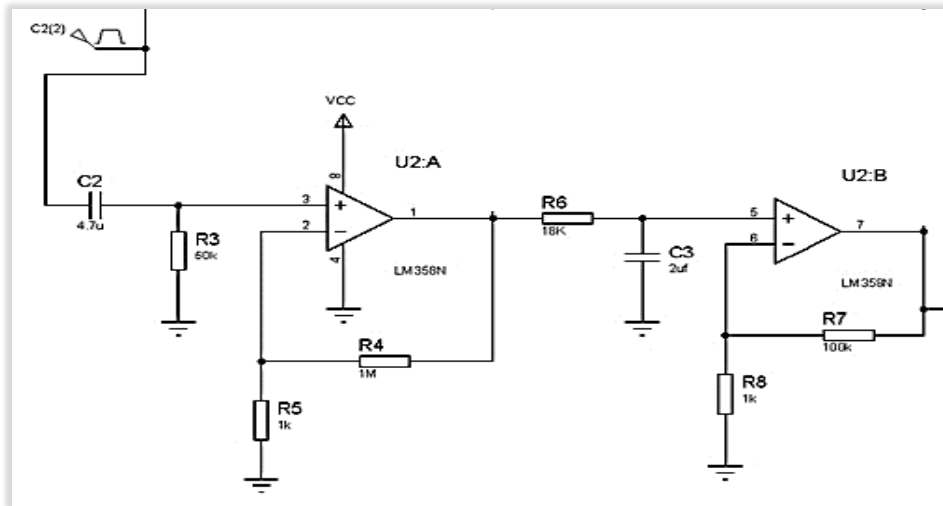


Figura 3.24 Circuito del sensor de la frecuencia cardiaca (Román, 2012)

En la figura 3.25 consta de un generador de pulso con voltaje de 1.2mV y a una frecuencia de 500mHz. Este generador puede cambiar de frecuencia para obtener los diferentes estados de la frecuencia cardiaca. Por consiguiente la señal se pasa a los filtros para la amplificación de la señal y quitar el ruido eléctrico de 60 Hz. Al tener eso se pasa al multivibrador monoestable 74121 (OneShot) que se activa con los dos bordes, el borde de entrada y el borde de salida, (positivo y negativo) generando dos salidas complementarias, Q y Q', corresponde de una resistencia de 2 k ohms. El comparador SchmittTrigger, esta característica permite obtener los disparos del monoestable libres de perturbaciones oscilatorias, y genera anchos de pulsos desde 30ns hasta 28 segundos.

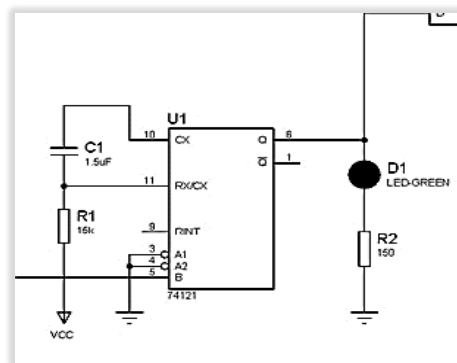


Figura 3.25 Circuito del monoestable 74121 (Román, 2012)

El diagrama completo para el pulso cardiaco es en la figura 3.26:

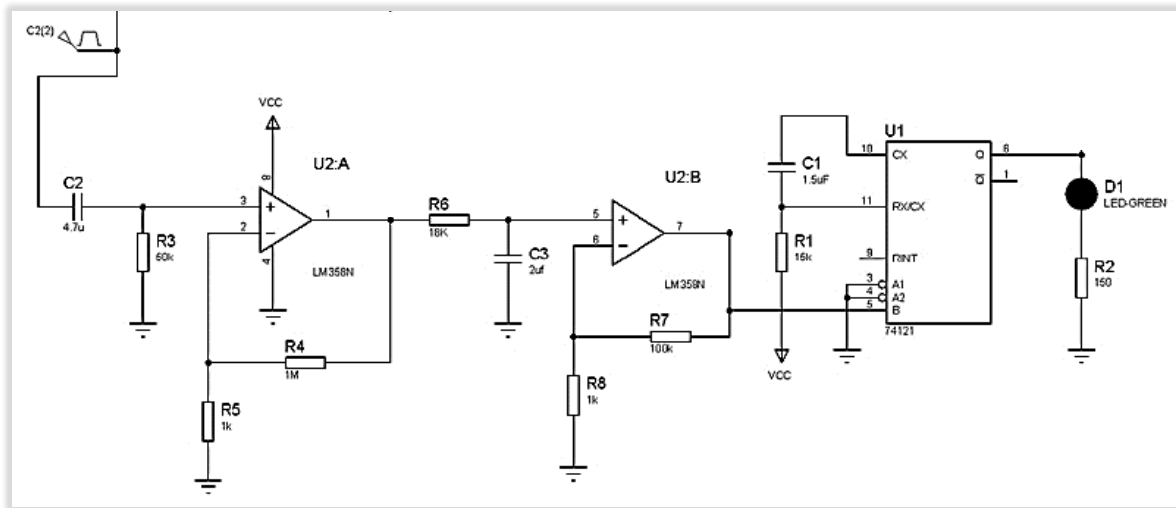


Figura 3.26 Circuito del pulso cardiaco (Román, 2012)

Al tener el circuito completo se hace la prueba del pulso cardiaco, para calcular la frecuencia cardiaca. Se grafica cada parte para verificar si la señal está amplificando correctamente y el conteo de los 10 segundos.

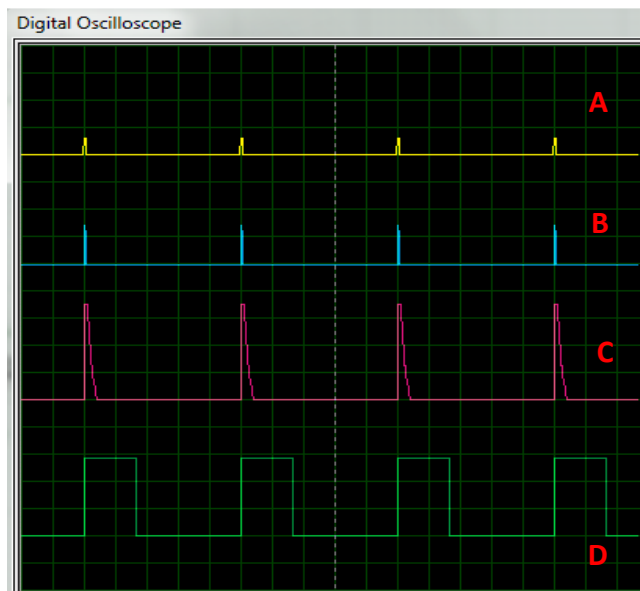


Figura 3.27 Graficas de salidas del pulsometro

Como se muestra en la imagen 3.27 la parte B muestra como la señal de entrada se amplifica con el primero filtro, la C hace referencia al tercer filtro donde se minimiza el ruido sin perder la amplificación de la señal. La D es el tiempo determinado de cada pulso.

Para la adquisición de la temperatura se utiliza un sensor LM35 con una precisión calibrada de 1°C. Puede medir temperaturas en el rango que abarca desde -55° a +150°C. La salida es muy lineal y cada grado centígrado equivale a 10mV en la salida. Se conecta al conversor Analógico/Digital del PIC y trata la medida digitalmente, se almacena y se procesa con el microcontrolador. La visualización de la señal cuando la temperatura sube, entre más alta sea la temperatura, la gráfica incrementara, y si la temperatura es baja tendrá a descender, como se ve en la figura 3.28.

La ventaja que tiene el LM35 es que no requiere de algún otro circuito adicional para su calibración externa cuando se desea obtener una precisión del orden de ±0.25 °C a temperatura ambiente, y ±0.75 °C en un rango de temperatura desde 55 a 150°C.

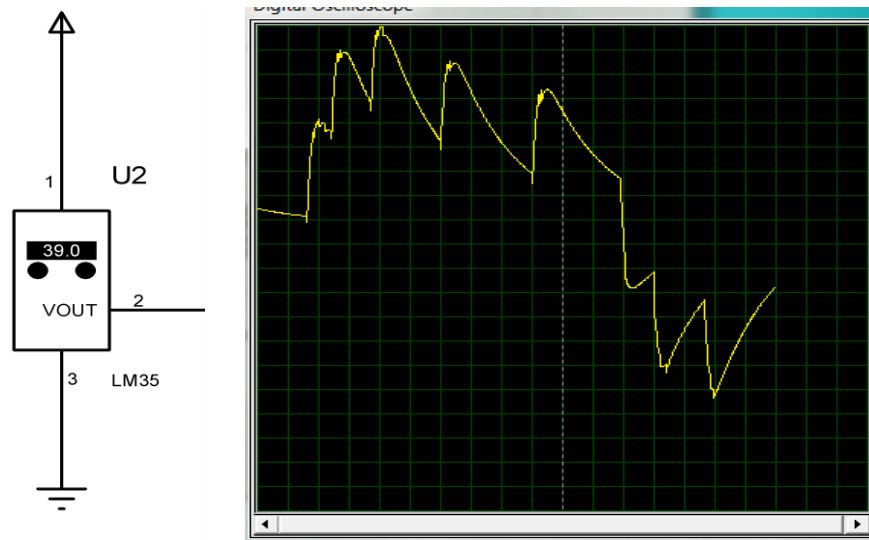


Figura 3.28 Conexión del sensor de temperatura y su respuesta de salida

Para la etapa de procesamiento digital se realizó contando un número de pulsos por 10 segundos, que con el multivibrador que mantiene el pulso en tiempo determinado para que el microcontrolador (PIC) lo pueda reconocer, de esta manera se asigna el cerebro de la siguiente etapa.

Para calcular la frecuencia cardiaca se toma el número de pulsos reconocido por el PIC durante 10 segundos donde se multiplica por 6. Como lo muestra la siguiente ecuación.

$$f_c = N_p * 6$$

Donde

f_c = es la frecuencia cardiaca

N_p = es el número de pulsos reconocidos por el pic en 10 segundos

6 = Son los 60 minutos.

En la figura 3.29 se muestra como se conecta los dos sensores al PIC para que esté haga el procesamiento de la señal,

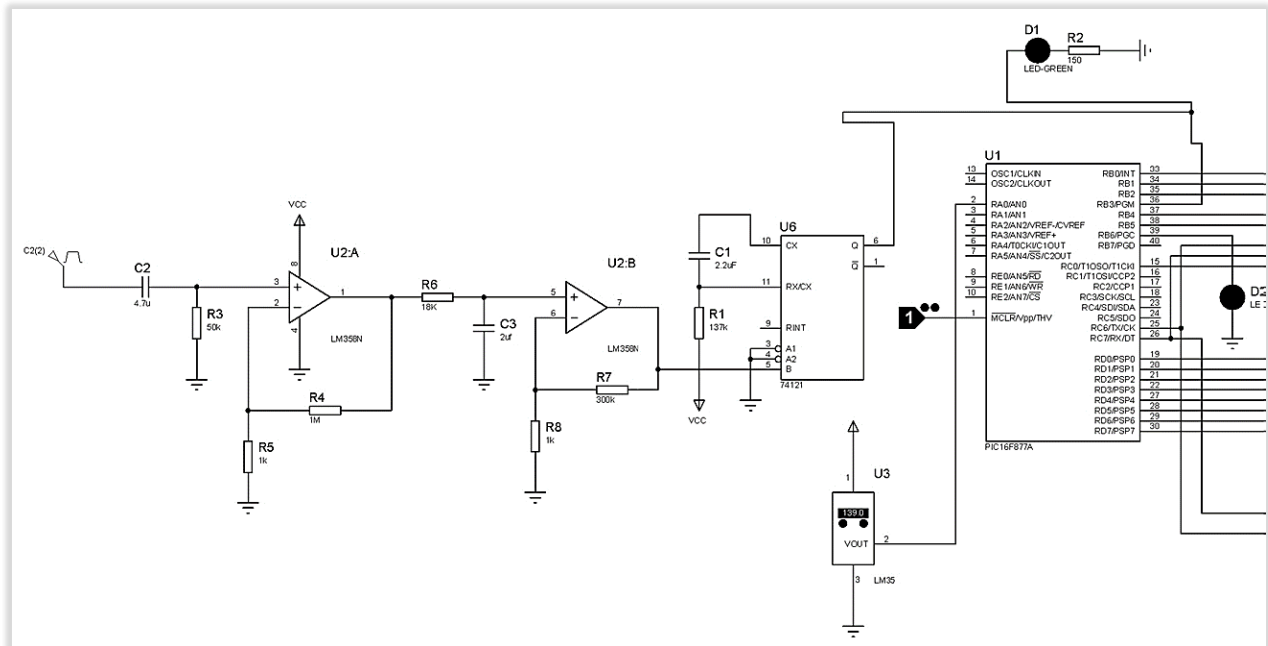


Figura 3.29 Conexión de los dos sensores al PIC (Román, 2012)

Para la aplicación del sistema es necesario añadir elementos que permiten el control de inicio de la medición, junto con la visualización del correcto funcionamiento del microcontrolador y sus conexiones como lo vimos en la figura anterior.

El control del sistema se lleva a cabo por medio de un programa que se ejecuta en el microcontrolador. Este programa secuencial se encarga de llevar a cabo la lectura de cada uno de los sensores, el procesamiento de la información obtenida en el convertidor analógico digital, el despliegue de la información en el LCD y la transmisión de los datos.

Para la visualización de los datos de las lecturas de los sensores, es requerido un elemento gráfico, que en este caso es un LCD gráfico. La librería HDM64GS12.c, cuenta con una serie de funciones que van desde activar el LCD hasta mostrar los pixeles en pantalla. Al utilizar esta librería es muy importante definir los pines de control del LCD y los datos si fuera necesario (por defecto correspondiente al puerto D del PIC).

El diseño completo del sistema esta visualizada en la figura 3.30.

La transmisión que se designa por los módulos de Xbee, básicamente los módulos tienen cinco tipos de operación, para enviar y recibir datos se emplean los modos transparente y el modo API, en el modo transparente en modulo se comporta como una antena, en los sistemas de este tipo se utilizan el modo API.

El modo API (Application Programming Interface) permite el uso de tramas con cabeceras que aseguran la entrega de los datos, al estilo TCP. Extiende el nivel en el cual la aplicación del cliente, puede interactuar con las capacidades de red del módulo. Cuando el módulo XBEE se encuentra en este modo, toda la información que entra y sale, es empaquetada en trama, que definen operaciones y eventos dentro del módulo. Así **una trama** de Transmisión de Información (información recibida por el pin 3 o DIN) incluye:

- Trama de información RF transmitida.
- Trama de comandos (equivalente a comandos AT).

Mientras que una tabla de Recepción de Información incluye:

- Transmitir información a múltiples destinatarios, sin entrar al modo de comandos.
- Recibir estado de éxito/falla de cada paquete RF transmitido.
- Identificar la dirección de origen de cada paquete recibido.

La conexión API se agrega información extra a los paquetes de datos RF. Ya no son enviados de forma transparente, si no que cada paquete de datos, son almacenados dentro de una trama, con una estructura definida que permite una forma más robusta para enviar datos. Esto permite entre otras cosas determinar el origen de algún paquete recibido dentro de la red.

Cuando la configuración API esta activada, cada paquete RF que se envía o recibe se encapsula en una trama de datos UART (Figura 3.31). Para ello se utiliza el comando AP.

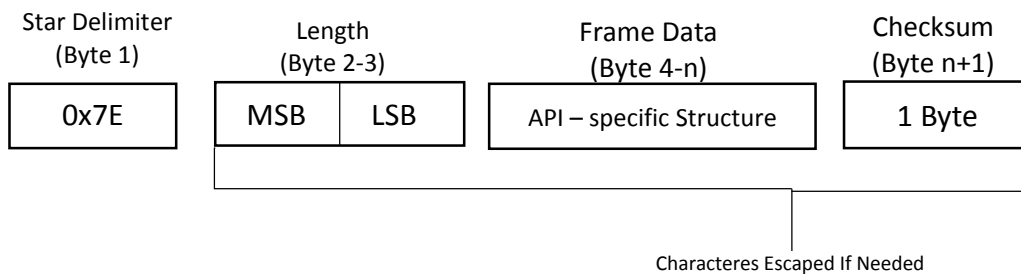


Figura 3.31 Trama XBEE (Digi International Inc, 2012)

Entre las posibilidades que permite la API, es la posibilidad de cambiar parámetros a través de comandos AT, enviándolos al módulo de destino. Así, desde un módulo, es posible configurar otro utilizando el modo API. También es posible consultar sobre el estado del módem, como saber si está asociado a un coordinador, o si el módulo es o no un coordinador.

El software para configurar los módulos XBEE, se llama SOFTWARE X-CTU, es de libre acceso y se puede descargar desde la página de digi. Algunas características de este son:

- Configuración de un módulo como coordinador (Figura 3.32)

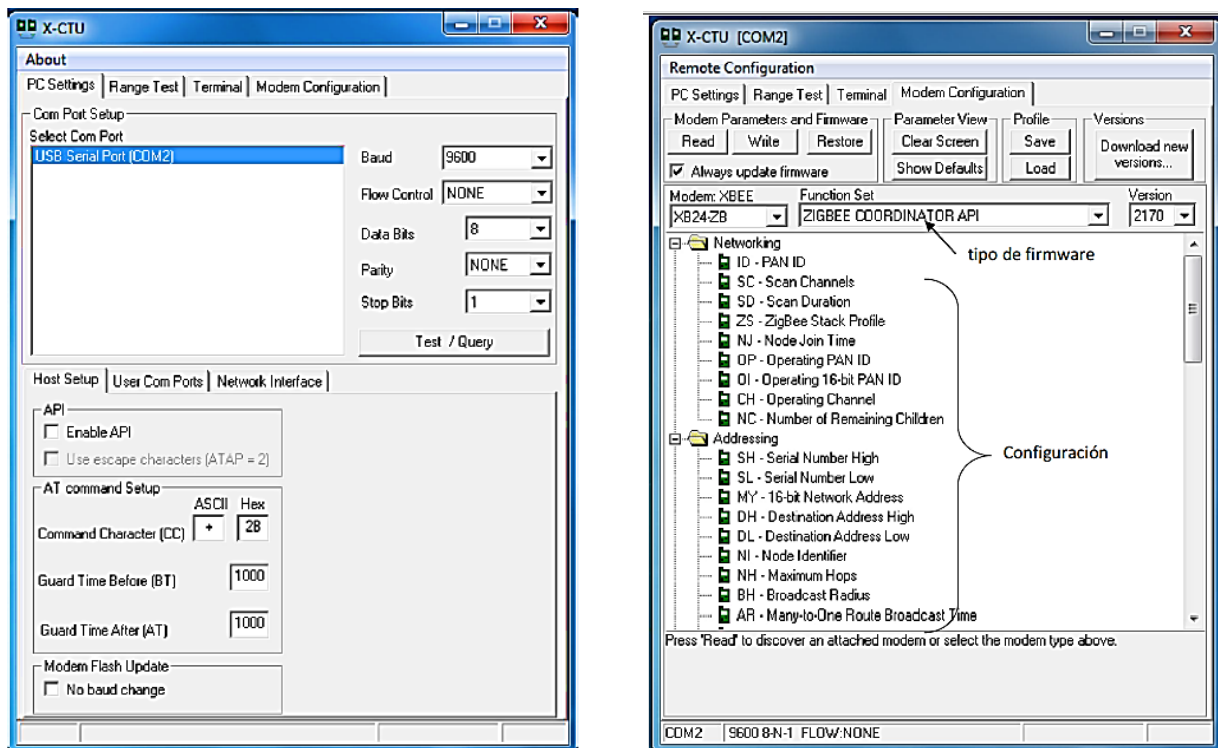


Figura 3.32 X-CTU Configuración del Puerto y Configuración del módulo (Plataformas Zigbee, 2012)

El programa X-CTU es una herramienta excelente para configurar los módulos XBEE, pero cuando se trata de enviar y recibir datos estando en modo API no es tan sencillo, la interfaz no es amigable y se tienen que realizar los cálculos de modo manual, el largo de la trama, el checksum, el tipo de trama, etc. Todo de manera manual. Existe una alternativa mucho más fácil de utilizar, el programa ZigBeeOperator, creado por la compañía serial porttool, desde su página web, <http://www.serialporttool.com/>, se puede descargar una versión de prueba.

Con ZigBeeOperator puede trabajarse de modo transparente o modo API, en modo API se elige el tipo de trama a enviar se ingresan los datos y el programa hace el resto, además muestra a trama que envió y detalla si se pudo enviar el paquete.

La configuración de los módulos es la parte importante del proyecto ya que se debe contar con aspectos importantes para su configuración y funcionamiento. Existen guías de usuarios en la red donde se puede consultar para aclarar dudas de configuración.

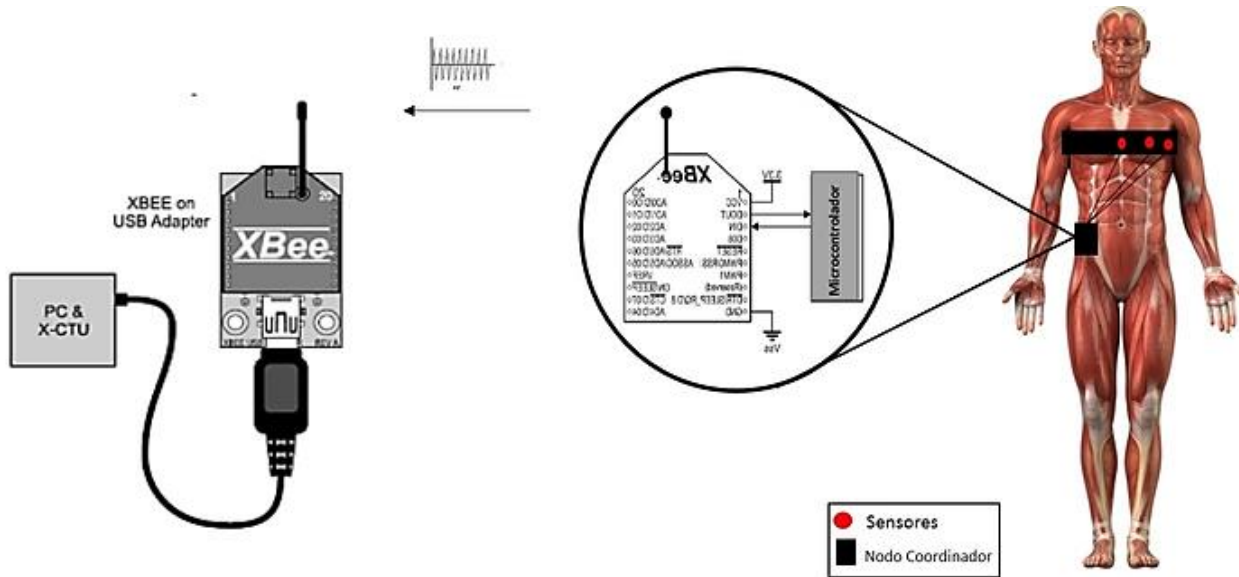


Figura 3.33 Sistema implementado

La figura 3.33 notamos la forma en cómo estará instalado el sistema en el cuerpo humano. La barra del pecho es donde está cada uno de los sensores, por ser las partes más indicadas para sus lecturas de los tres signos vitales. Se tiene un nodo coordinador en la parte de la cintura. Esta parte está compuesta por el módulo transmisor de Xbee, el microcontrolador y el LCD. Después se envían los datos inalámbricamente y los recibe el módulo receptor de Xbee instalado en la PC con una aplicación para la visualización de las lecturas.

Para la simulación en Proteus se utilizó la herramienta que cuenta el simulador; Compim. Las capacidades del Sistema Virtual de Modelización (VSM) de Proteus permite la creación de modelos que realmente puede interactuar con el mundo físico. Estos modelos se denominan PhysicalModels o PIM.

El modelo COMPIM (Figura 3.34) es una interfaz física de un puerto serie. Los datos de entrada serie se almacenan en un buffer y se presentan al circuito como una señal digital, mientras que los datos digitales son generados por una CPU o un modelo UART aparecen en el puerto serie físico del PC.

La distancia del RS-232 va desde 15 metros aproximadamente hasta 1Km, dependiendo de la velocidad de transmisión. Es una norma o estándar mundial que rige los parámetros de uno de los modos de comunicación serial.

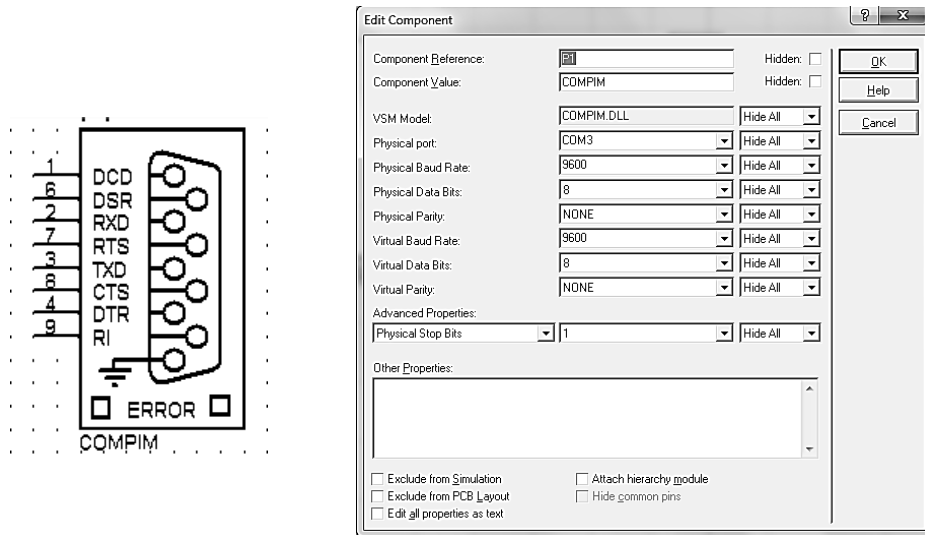


Figura 3.34 COMPIM

Por medio de este protocolo se estandariza las velocidades de transferencia de datos, la forma de control que utiliza dicha transferencia, los niveles de voltajes utilizados, el tipo de cable permitido, las distancias entre equipos, los conectores, etc. Además de las líneas de transmisión (Tx) y recepción (Rx), las comunicaciones seriales poseen otras líneas de control de flujo (Hands-hake), donde su uso es opcional dependiendo del dispositivo a conectar.

A nivel de software, la configuración principal que se debe dar a una conexión a través de puertos seriales del PIC es básicamente la siguiente:

```
#use rs232 (baud=9600, xmit=pin_c6, rcv=pin_c7, bits=8, parity=N)
```

Puerto Físico COM1= Especifica el dispositivo de serie físico del modelo consiste en conectarse.

Velocidad de baudios Físico = 9600 especifica la velocidad en baudios del puerto físico debe ser fijado entre 50-1000000 baudios, aunque el hardware puede poner límites adicionales a los valores permitidos.

Bits de datos físicos= 8, especifica el número de bits de datos utilizadas en el puerto físico. 7 y 8 bits están soportados.

Paridad Física= NINGUNA, especifica la paridad utilizada en el puerto físico. Esto no puede ser, par, impar, MARK y espacio.

Velocidad en Baudios Virtual= 9800, especifica la velocidad en baudios del puerto virtual. Los límites de este valor son 50-1000000 baudios.

Bits de datos virtual= 8, especifica el número de bits de datos en el puerto virtual. 7 y 8 de datos son actualmente soportados.

Paridas Virtual= NINGUNA, especifica la paridad utilizada en el puerto serie virtual.

Después de tener las cabeceras correctas y establecidas para el control del programa principal, se procede a declarar las variables que se utilizan en las funciones del programa.

Antes de calcular los sensores y enviar las lecturas al LCD se debe de tener en cuenta que para el LCD los datos significativos son de carácter ASCII, pero se ha utilizado la variable INT que es de valor decimal, por lo que se debe de hacer una conversión antes de enviar los datos.

```
void conversor(){
    num[0]=(dato/100)+0x30;
    num[1]=((dato%100)/10)+0x30;
    num[2]=((dato%100)%10)+0x30;
}
```

Se acondiciona el LCD para leer las funciones de la Temperatura, donde se establece el lugar en que estará visualizado el valor. Las funciones que se ocupan para su control en la parte de la Temperatura son de la manera siguiente:

```
void displayTemperature(int adc){
    sprintf(temp,"%u",adc);
    glcd_text57(105,0,temp,1,ON);
    glcd_text57(121,0,unidad,1,ON);}
```

La función glcd_text57 escribe el texto empezando (x,y); los caracteres son de 5x7 pixeles; se puede escalar el tamaño y puede activarse el color o no. Para glcd_pixel, establece el color del pixel, puede activarse o desactivarse.

El programa principal configura el desbordamiento del Timer1. Se deshabilita el Timer1 para el ahorro de los recursos del PIC, utilizando el reloj interno con un preescaler de 8 bits. Se configura el converso del ADC, se establece la entrada 0 como analógica, y se hace una llamada del canal cero del PIC, para la lectura

del sensor de Temperatura. De esta manera se prepara la pantalla del LCD para la visualización de los datos.

Para el funcionamiento de la lectura de la Temperatura es el siguiente: en la entrada hay un sensor LM35 donde da un voltaje por una de sus patillas a razón de 10mV/°C o 10mV/K, el objetivo es realizar la conversión a unidades de voltaje a grados Celsius o Kelvin y representarlo por la pantalla. La forma de hacerlo es conectar la terminal del sensor que da los voltios a una terminal del PIC y mediante el módulo A/D muestrear y **cuantificar** (la señal analógica que va llegando (señal eléctrica) como se nota en la figura 3.35 y se guarda en una variable del PIC para luego trabajar en ella. Se utilizan 10 bits para la conversión A/D, se tendrá 1024 “niveles” para usar 2^{10} , y si se pone un límite de un voltaje de 5V (esto fijaremos en una terminal del PIC que tenga la función de Vref, voltaje de referencia) cada nivel será de 0.0048 V (5V/1024 posibles niveles).

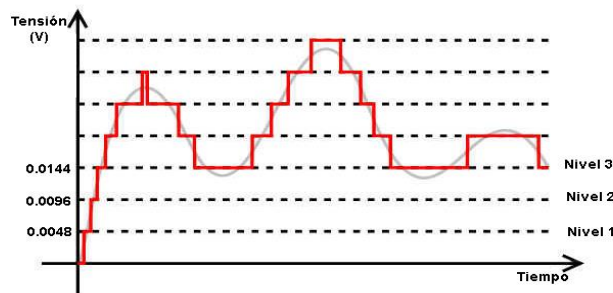


Figura 3.35 **Cuantificación** de la señal eléctrica

En el compilador CCS se tiene la función que se llama `read_adc()`, que devuelve el nivel de la tensión que hay en ese momento en la patilla que se está usando como A/D. después que se guarda el valor del nivel (`temperatura=(float)read_adc()/1024`), se puede calcular la tensión de la siguiente manera:

$$voltios = \frac{5.0 \times temperatura}{1024}$$

Por ejemplo, un detalle importante en el circuito, es el voltaje de referencia para hacer la conversión, análogo digital el semiconductor entrega un voltaje máximo de 1.5 vdc lo que equivale a 150 grados centígrados, que debe de estar cerca del voltaje de referencia para minimizar errores en la lectura de la temperatura. Para calcular la temperatura se obtiene un voltaje de referencia de 2.5 vcd. Este voltaje se envía al A/D del pic. Se divide esté voltaje con 1024 pasos del conversor A/D ($2.5/1024 = 2.44$ mV), el cual se logra una resolución de 2.44 milivolts, lo cual es suficiente para las aplicaciones.

Como resultado se obtuvo la temperatura en grados Centígrados. En la simulación tiene dos LEDS, los cuales indican el momento del pulso y el conteo de los 10 segundos, que calcula el PIC para calcular la

frecuencia cardiaca. La instrucción que manda un nivel bajo (0 Volts) a la terminal B6, hace el conteo y se manda un nivel alto (5 Volts) a la terminal B6.

Después de tener el pulso establecido y el conteo se calcula la frecuencia cardiaca, el programa llega a las sentencias condicionales; if-else. Donde el primer if verifica si es mayor que 100 si lo es despliega el estado como Taticardia, si no lo es verifica si el dato es menor que 60, si lo es despliega Bradicardia, y si no lo es, despliega el estado Normal. Es decir los tres estados son:

- ≥ 60 pulsaciones/ minuto, estado= Normal
- < 60 pulsaciones/minuto, estado = Bradicardia
- > 100 pulsaciones/minuto, estado= Taquicardia

Estas variaciones se hacen al cambiar la frecuencia en el generador de pulsos.

3.8 Comparación con otros proyectos

El sistema diseñado es comparado a los siguientes proyectos:

- Tesis de Grado, Olvera Téllez Diana Janet, 2013, "Diseño y construcción de un sistema de monitoreo de signos vitales", Instituto Politécnico Nacional.

Sus objetivos generales y particulares son el diseño y construcción de un instrumento médico que sea capaz de monitorear la presión arterial, ritmo cardiaco y temperatura corporal.

Se plantea un diseño de un instrumento que sea capaz de medir una amplia gama de los signos vitales más muestreados en un chequeo médico, como son la presión arterial, el ritmo cardiaco y la temperatura; en un mismo aparato y en una sola medición. El instrumento se diseña para poder ser utilizado no solamente en un específico ya sea en el hospital, clínica o centro de salud, si no que sea un dispositivo portátil y de uso simple que no requiera de un amplio conocimiento en medicina para su uso.

Para obtener los valores de presión sanguínea utiliza el sensor MPX5050DP, el cual es un transductor piezoresistivo de la familia MPX5050xx diseñado para utilizarlo en varias aplicaciones. Para el sensor de temperatura utiliza el LM35 un circuito integrado con precisión para la medición de temperatura.

El microcontrolador utilizado en el proyecto es el PIC18F4550 de la familia de los PIC18FXXXX fabricado por la compañía Microchip. Este se encarga de manejar el proceso de medición, desde le inflado y desinflado del brazalete, la obtención de los datos de los sensores, el procesamiento de los datos y así convertirlos en voltaje de presión, temperatura y pulsos por minuto y mostrarlos en el LCD.

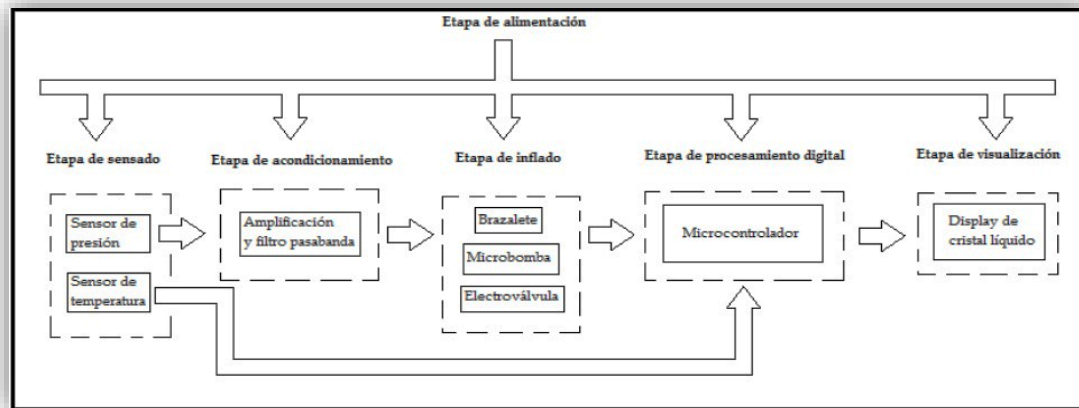


Figura 3.36 Diagrama a bloques del sistema (Olvera, 2013)

En la figura 3.36 se muestra el diagrama a bloques del sistema que se realizó. En la figura 3.37 Se muestra el trabajo completo y en funcionamiento.



Figura 3.37 Proyecto ensamblado. (Olvera, 2013)

- Tesis de Grado, Trejo Paguay Luis Alexander, 2013, "Sistema Inalámbrico de monitoreo de temperatura corporal para pacientes de terapia intensiva del hospital "San Vicente de Paul" de Ibarra", Universidad Técnica del Norte.

El sistema de monitorización de temperatura corporal nació con la necesidad de ayudar a monitorear a los pacientes dentro de la zona terapia intensiva, basándose en las necesidades del personal médico, aplicando su desarrollo mediante tres procesos; sensado, transmisión y alarmas.

El sistema de monitorización de temperatura corporal contiene un transmisor que hace la lectura de sensores donde ve la variación de temperatura de un ser humano dentro de un rango establecido, mostrando sus resultados en una pantalla LCD y enviando los datos a un receptor en forma inalámbrica el

cual está conectado a un ordenador, que es el encargado de almacenar los datos y alertar con alarmas audibles, en caso de existir variación de temperatura. El ordenador almacena los datos recibidos por el transmisor que pertenece a un determinado paciente, visualiza los datos en tiempo real de la temperatura y muestra en cuadros estadísticos la variación de la misma, así como los datos médicos de ficha médica del paciente.

Para la lectura de la temperatura emplea el sensor Termistor MA100GG10A, de coeficiente negativo, es decir que cuyo valor decrece con el aumento de la temperatura. Este tipo de sensor trabaja en rangos de temperaturas de 0 °C a 50 °C, diseñados para aplicaciones biomédicas con una respuesta de exactitud de 10 a 15 segundos.

Realiza una transmisión de los datos de forma inalámbrica utilizando dispositivos ZegBee series 2. Para el procesado de la información se utiliza el Microcontrolador 18F2550 por las características compactas y procesado de datos enviados por el transmisor de temperatura. El diagrama a bloques se visualiza en la figura 3.38.

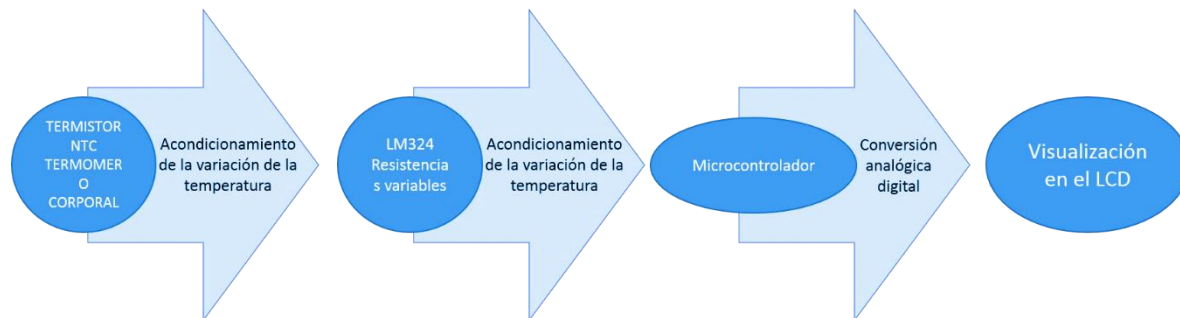


Figura 3.38 Diagrama a bloques del sistema (Paguay, 2013)

Los resultados y ensamblaje del proyecto es en la figura 3.39.

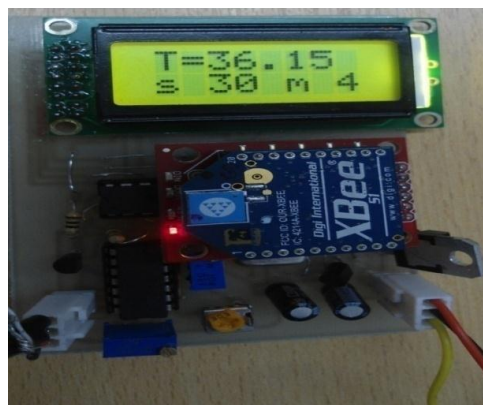


Figura 3.39 Sistema de Temperatura Corporal. (Paguay, 2013)

Conclusión

El sistema de Monitoreo Constante fue diseñado en función de las características de la señal de interés propuestas en el sistema. Puesto que para su experimentación simulada se hicieron ajustes en los circuitos para poder capturar la señal de la frecuencia cardiaca se tiene el inconveniente de no poder experimentar con datos reales si no con datos estáticos.

Se explica el funcionamiento tanto a nivel software y a nivel hardware de todos los componentes del sistema, se integraron diagramas de flujos de cada parte para su mejor comprensión del funcionamiento. Es de suma importancia que estas partes estén bien configuradas para poder ser utilizado, si existe una falla, éste no podrá estar dando lecturas correctas.

Un punto importante es la utilización de los módulos de transmisión, la característica principal es el tamaño, se necesita que el sistema cuente con una plataforma pequeña para una mejor comodidad. Se muestran las configuraciones principales para su configuración correcta de los módulos tanto el receptor como el transmisor.

Las aplicaciones que se pueden tener en este sistema son diversas ya que está diseñado para monitorizar desde la casa o fuera de ella, siempre y cuando se cuente con una red de área local.

Se toman algunas comparaciones con otros proyectos realizados por tesis de algunas universidades, es importante que los resultados de nuestro sistema sean lo más posible parecidos ya que esto dará pautas concretas de su positivo funcionamiento.

Capítulo 4 Pruebas y resultados

En este capítulo se muestran las pruebas y los resultados experimentales obtenidos del sistema que comprueban su fiabilidad y funcionamiento.

Los resultados corresponden a las siguientes etapas:

- Lectura del sensor.
- Acondicionamiento.
- Procesamiento digital
- Visualización
- Transmisión de los datos.

4.1 Pruebas experimentales

Se analizó el funcionamiento del sistema de medición de temperatura corporal y la frecuencia cardiaca y respiratoria, y la transmisión de los datos. Se hizo una comparación con los proyectos redactados en el punto 4.1. Además se examinara el costo real para la implementación del sistema como trabajo futuro.

4.1.1 Monitorización de la Temperatura Corporal

Se inicia haciendo las pruebas del sensor de temperatura corporal, donde se verificaron el comportamiento de los dispositivos empleados.

En primera instancia se tomó la decisión de incluir un LCD de los datos donde se encuentra el nodo del coordinador.

En el Capítulo 3 se vio el funcionamiento técnico del sensor y algunas pruebas de funcionamiento. Recordemos que la temperatura corporal varía desde $>36^{\circ}\text{C}$ hasta $<40^{\circ}\text{C}$. En el sensor del simulador es posible variar la temperatura en una unidad, el cual se da un voltaje de salida proporcional a $10\text{ mV}/^{\circ}\text{C}$. De esta manera se varía la temperatura manualmente, se registra el voltaje, el microcontrolador lo procesa y la información es leída y visualizada en el LCD.

La figura 4.1 es la interfaz del LCD donde se ve las partes que lo conforman en las lecturas de los sensores. Como en primer paso tenemos la muestra de la prueba diagnóstica que evalúa el ritmo y la función cardiaca a través de un registro de la actividad eléctrica del corazón.

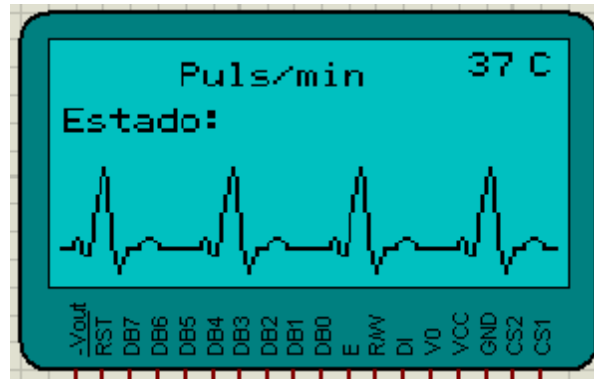


Figura 4.1 Interfaz del LCD

Para los experimentos con la temperatura, se varían los valores manualmente. Se toma en cuenta que la monitorización de la temperatura es en 24 horas seguidas o hasta que se detenga el sistema. Las lecturas se alojan a un block de notas para representación esquemática de los valores guardados.

Se realizaron experimentos de varias muestras de la temperatura corporal, variándola para verificar si está trabajando correctamente el sistema, pasando por la temperatura baja a temperatura alta.

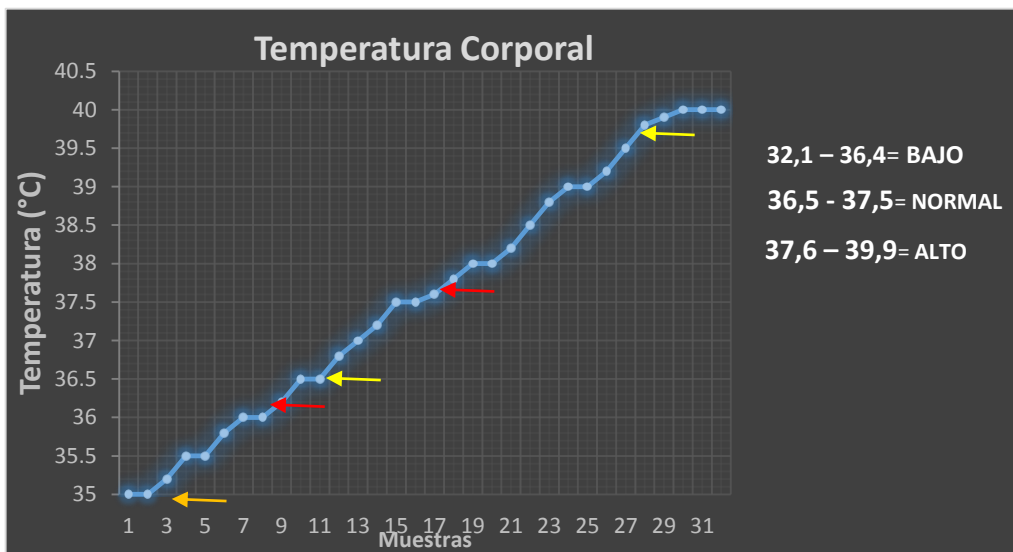


Figura 4.2 Resultados de las muestras tomadas de la temperatura corporal

En la gráfica 4.2 nos damos cuenta que monitorea los valores correctamente, la gráfica muestra un ascenso de la temperatura que comienza en los >35 grados centígrados con temperatura baja. Después de ahí se hace una ascenso a una temperatura normal de 36,5 grados hasta 37,5 grados. Si la temperatura asciende más hasta 40 grados ya se considera alarma y atención médica urgente.

Algo importante que tenemos que tomar en cuenta es que la Temperatura Corporal aumenta con el ejercicio y varía con los extremos de temperatura ambiental, porque los mecanismos termorregulares no son confiables en estas situaciones. Cuando se produce en el cuerpo un calor excesivo por un ejercicio agotador, la temperatura puede aumentar de forma temporal hasta el rango entre 38.3 y 40.0 °C. Por lo contrario, cuando se expone el cuerpo a un frío extremo, la temperatura desciende a menudo por debajo de 35.5 °C.

El sistema de temperatura se compara con los valores obtenidos por el sensor de los sistemas descritos por el punto 4.1. La tabla 4.1 compara las muestras de medidas de 35 grados a 40 grados centígrados, e incluir una comparación más con un termómetro digital comercial.

Muestras	Sistema de monitoreo (°C)	Transmisor de temperatura corporal (°C)	Sistema de monitoreo de signos vitales (°C)	Termómetro Digital (°C)
1	36.2	36.62	36.1	36.6
2	36.5	36.53	36.5	36.4
3	37	37.12	37.5	37
4	36.8	36.22	36.9	36.4
5	37	36.81	36.9	36.8
6	37.2	37.11	37.5	37.1
7	36.5	36.54	36.5	36.3

Tabla 4.1 Comparación de los valores registrados

El sistema de monitorización tiene que cumplir con medidas precisas, igual o aproximada con los distintos instrumentos de medición, y como se observa en la tabla 4.1 los rangos de error van de 0.1 a 0.5 grados entre ellos. Esto quiere decir que el sistema mostrado funciona correctamente y es confiable como otros sistemas de medición, no encontrando desventajas en su uso.

4.1.2 Monitorización de la Frecuencia Cardíaca.

Para la monitorización de la frecuencia cardíaca que son las contracciones del corazón o pulsaciones por unidad de tiempo. Donde el procesamiento de la información que se realiza utilizando pulsos por 10 segundos, al término el PIC hace el cálculo de la frecuencia cardíaca.



Figura 4.3 Interfaz de la Frecuencia Cardiaca

La interfaz del LCD se visualiza en la figura 4.3 donde se muestra los pulsos por minuto y el estado que muestra al conteo de los pulsos. El sistema tiene tres estados y para observar el funcionamiento del sistema se tiene que manejar la frecuencia manualmente con el pulsometro que se utiliza en la simulación.

Para analizar que el proyecto este calculando correctamente las pulsaciones y mande el estado correcto se dan algunas frecuencias, para poder alterar el sistema y así arrojar los resultados esperados, tales son: Normal, Taquicardia, Bradicardia.

Para la experimentación y el análisis se utiliza diferentes frecuencias para que se pueda alterar el sistema, y estas son:

- Normal = Frecuencia 1 Hz
- Taquicardia = Frecuencia 2 Hz
- Bradicardia = Frecuencia 500mHz

De esta manera el pulso designado en la simulación podrá tomar variaciones para su conteo en las pulsaciones por minuto.

Para Frecuencia con Taquicardia se sabe que es un ritmo cardíaco rápido o irregular, normalmente de más de 100 latidos por minuto y hasta 400 latidos por minuto. Con un ritmo tan elevado, el corazón no puede bombear eficazmente sangre con los altos niveles de oxígeno a su cuerpo. Si se tiene taquicardia, su corazón puede latir hasta demasiado rápido. Esto puede provocar mareos o un temblor en el pecho.

La Frecuencia con Bradicardia se define como un ritmo cardíaco lento o irregular, normalmente de menos de 60 latidos por minuto. A esta frecuencia, el corazón no puede bombear suficientemente sangre con altos niveles de oxígeno al cuerpo durante la actividad normal o el ejercicio. Puede causar mareos o falta

de aire durante actividades normales o ejercicio suave. La bradicardia no significa siempre patología cardiaca. Es frecuente en los deportistas y en pacientes con tratamiento con fármacos que enlentecen la Frecuencia Cardiaca.

Para la Frecuencia Normal se sabe que está determinada en diferentes valores, ya que depende mucho de la persona, los valores normales del pulso son:

- Recién nacidos (0-30 días): de 70 a 190 latidos por minuto.
- Bebés (1 – 11 meses de edad): 80 a 120 latidos por minuto.
- Niños de 1 a 10 años: de 70 a 120 latidos por minuto.
- Niños de más de 10 años y adultos (incluyendo ancianos): de 60 a 100 latidos por minuto.
- Atletas bien entrenados: de 40 a 60 latidos por minuto.

Entonces si se hace una hipótesis de que el paciente está en buen estado de salud, sus resultados tendrán que salir normales. Es decir su temperatura normal es de 36 °C a 37 °C, y sus pulsos por minuto tendrían que ser del rango de 60 a 100 latidos.

Para la experimentación de cada uno de los valores son los siguientes resultados.

Para la frecuencia normal se asigna un rango de frecuencias de 1 Hz a 1.4 Hz, el resultado se puede ver en la figura 4.4.

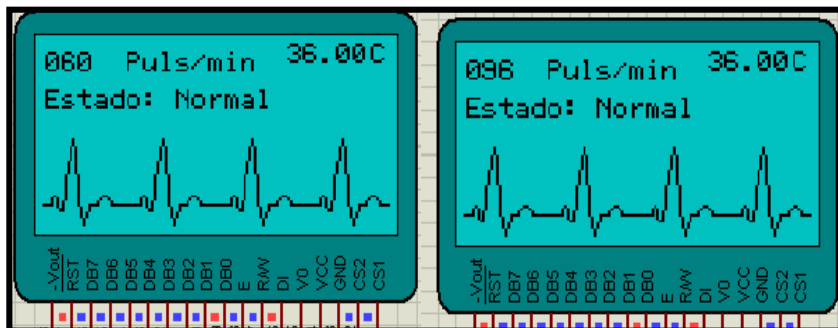


Figura 4.4 Resultado Con frecuencia Cardiaca Normal y la cantidad de pulsos por minuto

De esta manera se observa que efectivamente el PIC hace el correcto conteo del pulso, lo procesa y lo visualiza en el LCD. Dando la información correcta y a tiempo.

Para la experimentación de Taquicardia se utilizó las frecuencias de 1.8 Hz en adelante, se hace la suposición de un paciente con latido intenso y temperatura alta. El pulso de normal se vuelve más rápido y se procede a la verificación de su correcto funcionamiento como en la figura 4.5.

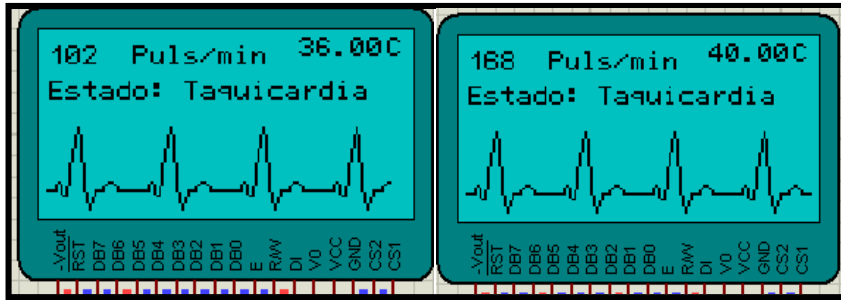


Figura 4.5 Resultado de la Frecuencia Cardíaca Taquicardia y pulsos por minutos

Como se vio en la simulación se nota que el pulso es más rápido y el PIC efectivamente hace el conteo de las pulsaciones y arroja el resultado de la figura 4.9. Esto significa que el paciente tiene alguna complicación grave y se necesita ser atendido lo más pronto posible.

Para la Frecuencia con Bradicardia se tiene un paciente de más de 65 años y con varias enfermedades cardíacas, para su experimentación se toma frecuencias de 500 mHz a menores.

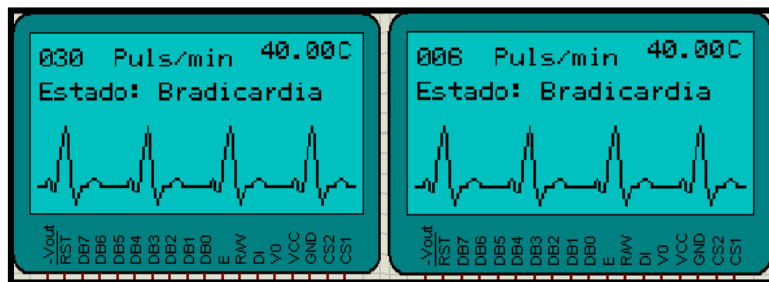


Figura 4.6 Resultado de la Frecuencia Cardíaca Bradicardia y pulsos por minutos

Como se puede apreciar en la figura 4.6 se nota en la simulación un pulso muy lento y esto produce que el PIC arroje los resultados de Bradicardia. Este problema del corazón es más comunes en los adultos mayores.

Las medidas pueden ser variadas, ocasionalmente cuando el corazón está enfermo, y la temperatura en valores normales. Cuando se tiene temperatura alta, fiebre, los latidos del corazón pueden estar con taquicardia o en dado caso con bradicardia.

Cabe destacar que la regla general, la frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minutos. Sin embargo se detalla algunos aspectos que alterna su estado, más allá de una enfermedad.

Cuando nacemos tenemos una frecuencia cardíaca elevada por que la actividad del organismo es muy intensa. A partir del primer mes de vida, va disminuyendo hasta llegar a la edad adulta, manteniéndose estable después de los 20 años.

También varía a lo largo del día y la noche y en respuesta a diversos estímulos, por lo que su medición tiene gran variabilidad. Al realizar ejercicio físico el corazón produce respuesta normal que es la taquicardia (la frecuencia cardíaca en reposo está por encima de 100 latidos por minutos) y también puede producirse bradicardia (frecuencia cardíaca está por debajo de 50 pulsaciones por minuto).

4.2 Proceso de Trasmisión y Recepción de datos

La parte importante del sistema es el análisis de la transmisión de los datos leídos por los sensores, para poder hacer una buena transmisión se necesitan tomarse en cuenta varias características tanto como los dispositivos como las interfaces de los ordenadores.

Para la utilización de módulos ZigBee, se utiliza el receptor y transmisor, algunas configuraciones generales se presentaron en los programas mencionados en el Capítulo 3. La comunicación de los módulos Xbee es bidireccional.

Para poder recibir los datos se tiene que instalar una tarjeta de configuración USB, en algún puerto de USB de la PC (Figura 4.7). Se instala el software X-CTU e identificando los pines del módulo Xbee y la tarjeta de configuración.

Se abre la interface X-CTU y se elige las configuraciones para la comunicación de los módulos, como son la velocidad de transmisión, el puerto en que se detecta la interface conectada, lo bits, etc.

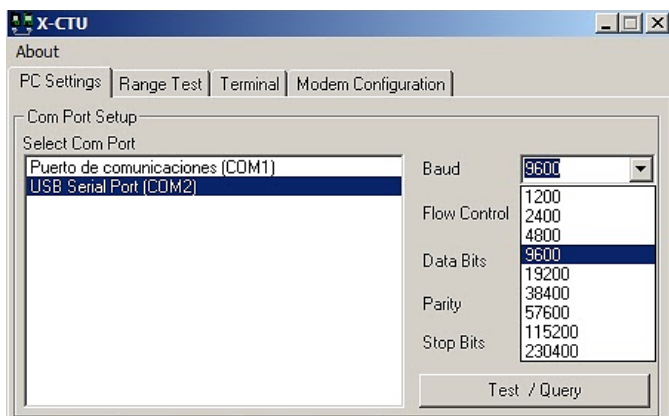


Figura 4.7 Configuración de la interfaz USB (Plataformas Zigbee, 2012)

Se selecciona la pestaña Modem Configuration del mismo programa, y se configuran los siguientes comandos, los cuales son ZIGBEE ROUTER AT, ID-PAN-ID (red de trabajo, con un número de 3 o 4 cifras), DH (Dirección de destino alta, 13A200, un número único de los módulos), DL (Dirección de destino baja,

un número único para transmitir de cada módulo), BD (Baud Rate, velocidad en la que la comunicación cambia de estado en un periodo) (Figura 4.8).

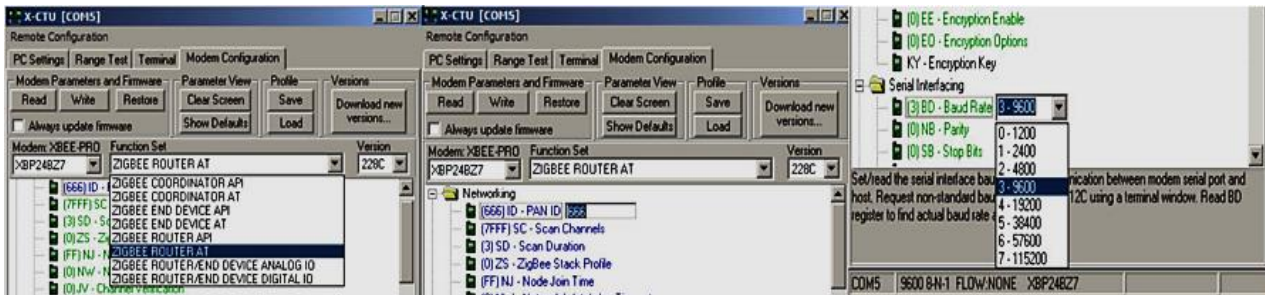


Figura 4.8 Configuración de comandos AT (Plataformas Zigbee, 2012)

Después de verificar que el módulo está transmitiendo se procede a configurar el Coordinador. En esta parte de la configuración Coordinador si se requiere la dirección de destino del otro módulo Xbee en este caso del Router, es decir configurar los parámetros DH y DL. DH (Dirección de destino alta, se coloca 13A200 se refiere al número único de los módulos Xbee igual para ambos). En este caso (13A200) DH y DL (Dirección de destino baja, se coloca el número único de serie del módulo Xbee al cual va a transmitir, este número lo encuentra en la parte de abajo de cada módulo). En este caso (4092BE6B) DL. (Figura 4.9).

Una vez configurado correctamente los módulos, se podrán transmitir las tramas en ASCII.

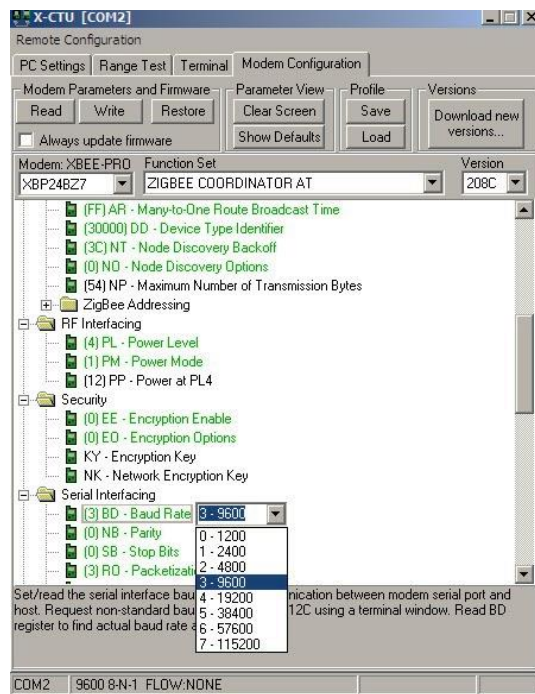


Figura 4.9 Configuración del Coordinador (Plataformas Zigbee, 2012)

Una vez configurado y revisado cada uno de los parámetros y pasos de configuración se procede con una previa verificación en la ventana de Terminal, se ejecuta Hide Hex y en cada equipo con PC separados se comunican entre sí Coordinador y Router. Para la Figura 4.10 se optó por tomar la captura de pantalla de las dos interface X-CTU que representan el Coordinador y Router en un solo PC. A tener en cuenta quien transmite se distingue por la letra AZUL y quien recibe el mensaje por la letra ROJA.

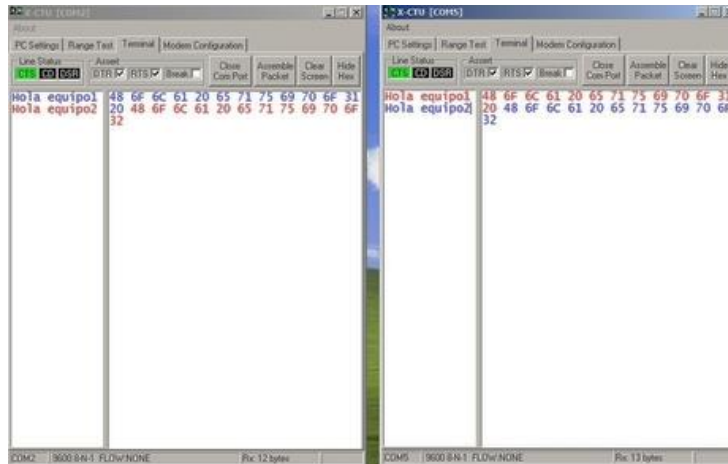


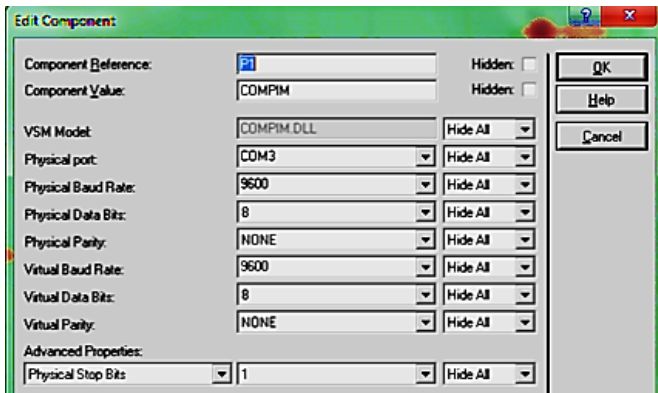
Figura 4.10 Prueba de transmisión y Recepción de datos ([Plataformas Zigbee](#), 2012)

Después de haber configurado los módulos, para la prueba de la comunicación, se hace la comunicación del sistema de simulación entre la interfaz que se alojan los datos, para su visualización en el ordenador. Para esto se ocupó la herramienta Compim que se utiliza para experimentar la transmisión de los datos.

Para hacer está comunicación entre el módulo transmisor y el módulo de recepción se configuran en ambas partes los mismos parámetros.

Para la transmisión de los datos, se hace con dos programas, MATLAB (Matrix Laboratory) y VISUAL BASIC, programas utilizados donde permite explorar y visualizar ideas y colaborar en todas las disciplinas incluyendo procesamiento de señales e imágenes, comunicaciones, sistemas de control, y las finanzas computacionales.

Las configuraciones descritas en el capítulo 3, son las siguientes en cada uno de los programas utilizados. Cabe destacar que para la simulación del sistema tanto en el equipo de transmisión se configura como el equipo de recepción. (Figura 4.11)



A)

```
Private Sub btnconectar_Click(sender As Object,
    Try
        With sppuerto
            .BaudRate = 9600
            .DataBits = 8
            .Parity = IO.Ports.Parity.None
            .StopBits = 1
            .PortName = cmbPort.Text
            .Open()
        End With
    End Try
```

B)

```
PS=serial('COM4');
set(PS, 'Baudrate', 9600); % se configura la velocidad a 9600 Baudios
set(PS, 'StopBits', 1); % se configura bit de parada a uno
set(PS, 'DataBits', 8); % se configura que el dato es de 8 bits, debe estar
entre 5 y 8
set(PS, 'Parity', 'none'); % se configura sin paridad
set(PS, 'Terminator', 'CR/LF'); % "c" caracter con que finaliza el envío
set(PS, 'OutputBufferSize', 900); % "n" es el número de bytes a enviar
set(PS, 'InputBufferSize', 900); % "n" es el número de bytes a recibir
set(PS, 'Timeout', 900); % 5 segundos de tiempo de espera
```

C)

Figura 4.11 Configuraciones de parámetros: A) Compim Proteus, B) Interfaz Visual Basic, C) Graficación MATLAB

Para la emulación de los puertos de Proteus con las interfaces como en este caso Matlab y Visual Basic se utilizó Virtual Serial Port Driver un kit que crea pares de puertos virtuales COM en el equipo. El uso de estos puertos entre diferentes aplicaciones de serie, permite conectarlas entre sí y transferir datos a través de cable modem. Los datos grabados de modo virtual se pueden leer al instante.

Para realizar la transmisión de las lecturas de los sensores, se creó una sencilla interfaz de usuario para la visualizar los datos del monitoreo. Se incluye un menú de los valores comunes para detectar visualmente si existe una emergencia. La interfaz fue creada con Visual Basic. Esta parte representa la interfaz de monitorización remota, por ejemplo una aplicación de celular, aplicación para PC, etc. Con esto se verifica el funcionamiento del sistema, es decir si los datos que toma cada uno de los sensores, son enviados correctamente a la etapa de transmisión y recepción de datos. La interfaz en el Visual Basic se puede observar en la figura 4.12.

Para las pruebas de transmisión primeramente se hicieron con la Terminal Virtual de Proteus, donde previamente se configuro los parámetros descritos con anterioridad. Aquí se nota la funcionalidad de la transmisión de los datos. Ahora se pasa a la aplicación del Visual Basic, para ver si está enviando los datos inalámbricamente.

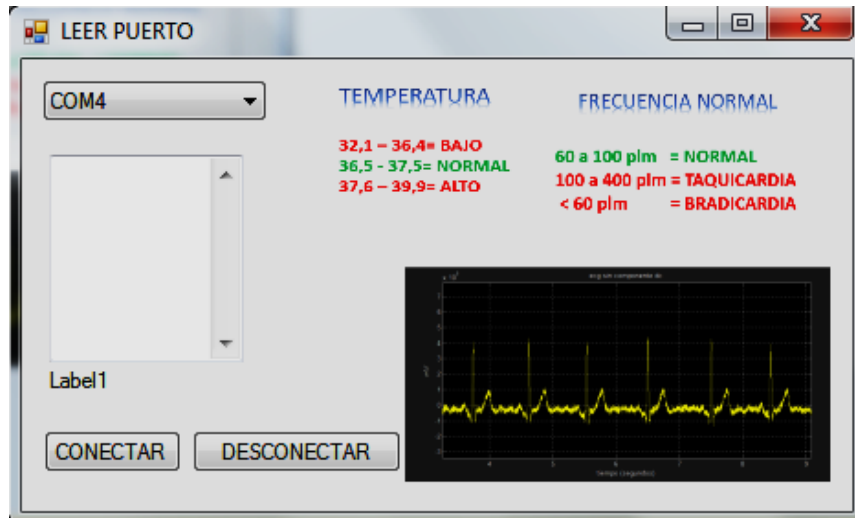


Figura 4.12 Interfaz para la Recepción de datos

En la Figura 4.13 se presenta la Terminal Virtual de Proteus donde se puede observar que lee los datos que transmite el PIC son recibidos correctamente en este. Después de verificar esto, se transmiten los datos a la interfaz de Visual Basic a través de los puertos virtuales que se crearon, y los resultados que se obtuvieron fue que los datos llegan a su destino correctamente sin ninguna pérdida de información.



a)

b)

Figura 4.13 a) Transmisión de datos en Terminal Virtual.

a) Transmisión de datos en aplicación de Visual Basic.

4.3 Graficación de datos de la Frecuencia Cardiaca

Para graficar los datos transmitidos, se utilizó nuevamente el programa creado con MATLAB, el cual guarda las muestras de los datos y las gráficas. Se hace una gráfica básica de un ECG (Electrocardiograma) donde se representa visualmente mediante una gráfica la contracción cardiaca. En estas graficas muestra información valiosa para saber el estado del paciente. Se ve el impulso del corazón, el tiempo de transmisión de este impulso y sus posibles irregularidades, así como la forma que permite deducir si hay alteraciones en el músculo cardíaco y sus cavidades. Esto se utiliza para evaluar la actividad eléctrica del corazón y detectar posibles alteraciones cardiacas, distinguir pequeños infartos, detectar arritmias, enfermedades genéticas, etc.

No existen riesgos algunos con el paciente y el sistema, no dan cargas eléctricas a través del cuerpo, de manera que no existe el riesgo del shock.

Un pulso contiene las siguientes características que son (Figura 4.14):

Onda P: es la primera deflexión cuando la onda eléctrica activa las aurículas en el electrocardiograma se aprecia un pequeño pico. Indica que la corriente eléctrica pasa por las aurículas.

Intervalo PR: el impulso viaja a través del nódulo AV. De aurícula a ventrículo.

Picos QRS: registra la contracción de los ventrículos. Equivale a la sístole.

Onda T: indica la relajación ventricular, cuando las células cardíacas vuelven al estado previo de reposo.

Intervalo QT: es el tiempo que ha empleado el corazón en contraerse y relajarse.



Figura 4.14 Grafica procesada del LCD

Para el Pulso Normal se tomaron las muestras por segundos y se obtuvo una señal mostrada en la figura 4.15. Por concepto, como se vio en el capítulo 2, un ritmo normal con frecuencia cardiaca es de 60 lpm (pulsos por minuto) y menor que 100 lpm. Para saber si **el ritmo sinusal** es rítmico, la distancia entre dos QRS es mayor a 3 mm o menor de 5 mm, la frecuencia cardiaca está en la normalidad.

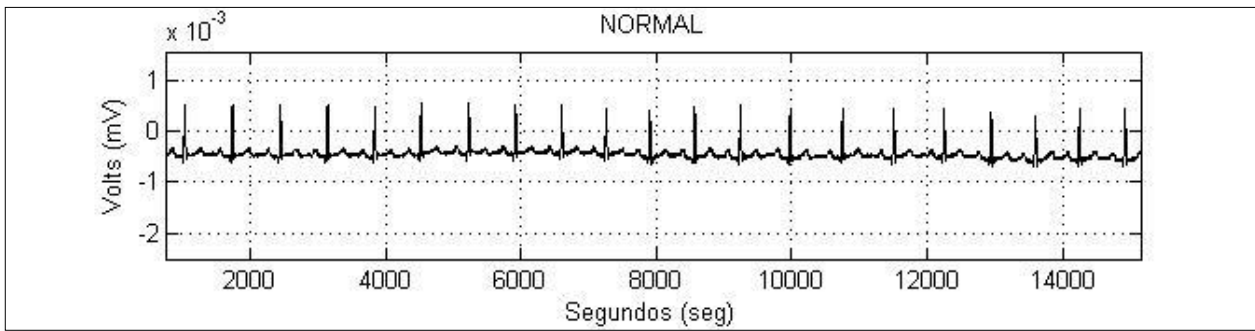


Figura 4.15 Señal Cardíaca Normal

Cuando la frecuencia cardíaca supera los 100 lpm, se denomina Taquicardia. Con esta grafica se determina que las características de un ritmo normal son las mismas, la única diferencia es que la frecuencia es más rápida. En Las gráficas se pueden detectar a simple vista ya que las ondas PQR es más constante y la distancia entre ellas son más cortas.

La Taquicardia normalmente no traduce una afectación cardiológica, aparece en personas normales con la actividad física. También aparece secundaria a enfermedades que requieran un mayor consumo de oxígeno del organismo, como infecciones, shock, infarto de miocardio.

Los datos adquiridos por el sistema se presentan en la figura 4.16.

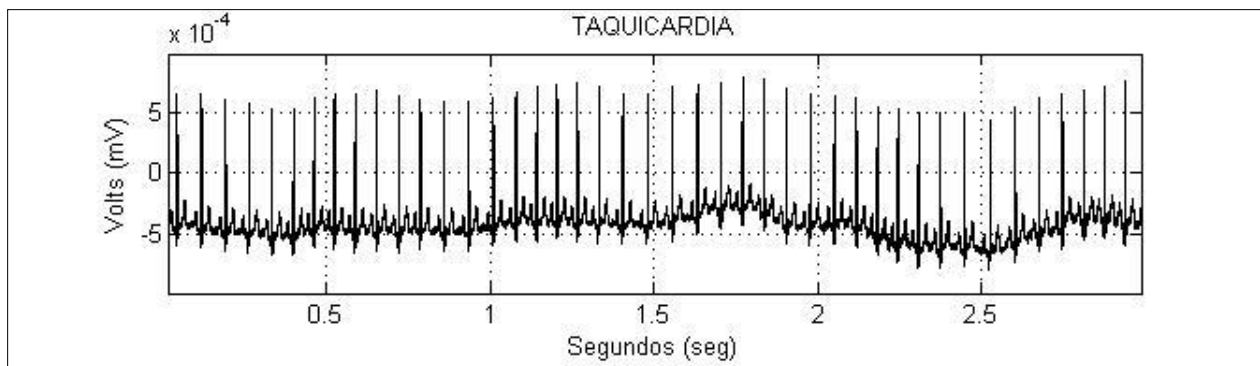


Figura 4.16 Señal Cardíaca Taquicardia

Cuando la frecuencia manifiesta Bradicardia, el electrocardiograma cumple todas las características del Ritmo Sinusal con frecuencia menor de 60 lpm. En la gráfica es fácil determinar el ritmo cardíaco lento, que si se tienen dudas se pueden usar los trucos necesarios para la lectura del electrocardiograma dictaminados por profesionales, las ondas PQR su distancia entre una y otra es larga. En la gráfica 4.17 se puede apreciar la separación de cada pulso, y así se puede designar por ser una bradicardia.

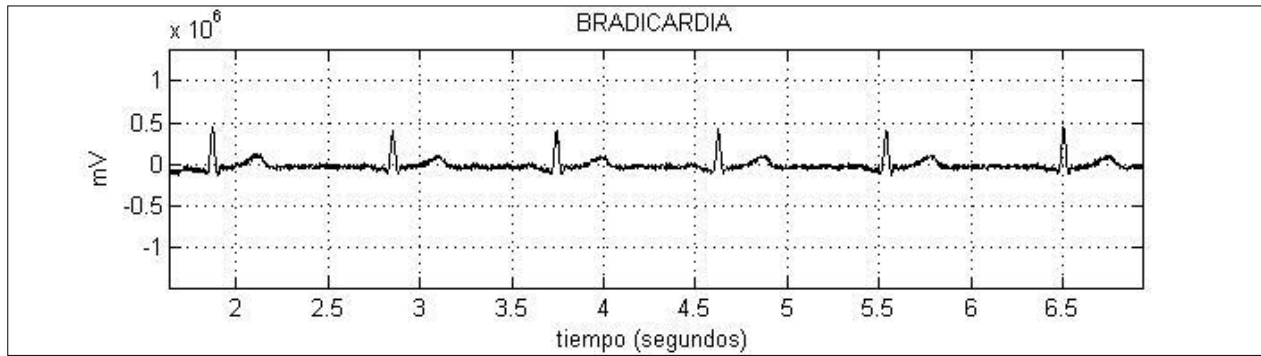
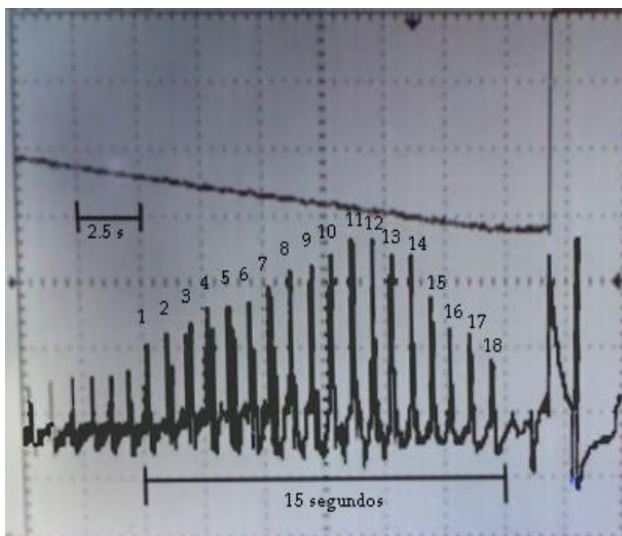


Figura 4.17 Señal Cardíaca Bradicardia

Al ver las gráficas determinadas por nuestro sistema, por los tres estados, sabemos que está trabajando de la forma correcta. Para saber si es correcto el monitoreo se compara con el proyecto de Trejo Paguay Luis Alexander. El determina que para calcular los pulsos por minuto se toman en cada pico de los pulsos, contando un intervalo de tiempo, se pueden obtener la medición estándar de los pulsos por minuto. En la figura 4.18 se muestra que cada cuadro representa un intervalo de 2.5 segundos, y en un intervalo de 6 cuadros existen 18 pulsos, con estos datos se puede calcular el número de pulsos por minuto.



a)



b)

Figura 4.18 a) Números de pulsos en una medición,
b) Pulsos diagnosticados por prueba a paciente. (Olvera, 2013)

Se considera un paciente de la tercera edad, se hacen las respectivas medidas de cada uno de los sensores de los dos sistemas y se registran los siguientes resultados en la tabla 4.2.

Resultados del Sistema de Monitoreo	Nuestro Sistema
<ul style="list-style-type: none"> - Ritmo Cardíaco: 046 lpm - Temperatura: 36.1 °C 	<ul style="list-style-type: none"> - Ritmo Cardíaco: 036 lpm - Temperatura: 36.0 °C - Estado= Bradicardia

Tabla 4.2 Comparación de resultados de medición de datos de una persona adulta.

Conclusión

De esta manera se observa que el sistema está funcionando correctamente, aunque la variación de los datos es considerable ya que no es la misma persona. Se consideró características similares para obtener resultados similares.

La ventaja de este sistema es que se puede determinar visualmente un ECG para la interpretación de los pulsos. Aunque ya se tenga información concisa de los parámetros leídos, que son los que más aportan información rápida en alguna emergencia. La desventaja es que los datos leídos se tienen que guardar para poder graficarlos.

Conclusiones

El diseño del sistema se enfoca en la monitorización y diagnóstico fiable de algunos signos vitales, los cuales son la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal. Dos parámetros esenciales que proporcionan información para detectar problemas de salud o para tener un mayor control sobre el estado de salud en una persona, puede ser para diferente edad, principalmente adultos mayores. Que por esencia el sistema se pensó para monitorizar pacientes fuera del hospital.

Se ha simulado el sistema para someter los sensores a pruebas con cualquier característica de una persona normal a una persona con problemas de salud. Los resultados obtenidos fueron los esperados con rangos de error de 0.2% a 0.5% experimentalmente. El tiempo de monitoreo es constante solo si el sistema está en contacto con el paciente. Los datos se guardan para futuras revisiones. La interfaz en Visual Basic por automático guarda los datos. Se seleccionaron dispositivos de fácil acceso en el mercado nacional para la implementación del sistema.

La ventaja de implementar la tecnología ZigBee radica en la opción de implementar una red de equipos que transmitan de manera simultánea sin que se presenten colisiones o pérdidas de datos.

Para el uso de un dispositivo Xbee es necesario disponer de una buena fuente de corriente debido a que en el momento de la transmisión éste consume hasta 240uA en modo transparente (de fábrica) lo cual podría afectar el correcto funcionamiento del circuito.

Para mostrar la transmisión de los datos se utilizó el sistema RS232, con las características similares de los módulos Xbee. Esto se hace ya que no hay librerías de los módulos de los simuladores. Se recomienda que cuando se tenga los dispositivos reales en su configuración se debe de tener el mismo pan ID y el mismo canal ya que esto se asegura que no se tenga interferencias con otras tecnologías que trabajan en las mismas bandas de frecuencia ISM.

El uso de tecnología Xbee tienen un rango de cobertura limitada, para aplicaciones de mayor cobertura se recomienda la utilización de tecnología GSM. El uso de la tecnología ZigBee en el transmisor no produce interferencias con celulares u otros dispositivos, ya que trabajan en frecuencias y autenticaciones diferentes.

Se establece los trabajos a futuro para su continuación con el proyecto a más niveles de exigencia de un sistema de monitoreo constante inalámbrico. Se espera a desarrollar las siguientes etapas del proyecto como son:

- Implementación en físico
- Pruebas reales con personas de diferentes estados de salud
- Pruebas de calidad
- Pruebas de valoración para ponerlo en el mercado
- Ponerlo en funcionamiento en un hospital con una base de datos del paciente.

Por lo tanto después de analizar cada etapa se da por hecho la funcionalidad del sistema, dando así pautas para su implementación y entregar un dispositivo capaz de ser usado en el ámbito clínico de forma segura y confiable.

Acrónimos y siglas

Ad Hoc.- Una red ad hoc inalámbrica es un tipo de red inalámbrica descentralizada. La red es ad hoc porque no depende de una infraestructura pre-existente, como routers (en redes cableadas) o de puntos de accesos en redes inalámbricas administradas. En lugar de ello, cada nodo participa en el encaminamiento mediante el reenvío de datos hacia otros nodos, de modo que la determinación de estos nodos hacia la información se hace dinámicamente sobre la base de conectividad de la red. En adición al encaminamiento clásico, las redes ad hoc pueden usar un flooding (inundación de red) para el re-envío de datos.

Broadcast.- La transmisión de datos que serán recibidos por todos los dispositivos en una red. Envía información a todos los dispositivos que se encuentren conectados en la misma red.

OSI.- El modelo de interconexión de sistemas abiertos.

Payload: Paquete de red o paquete de datos es cada uno de los bloques en que se divide la información para enviar, en el nivel de red.

Unicast.- Es el envío de información desde un único emisor a un único receptor.

Broadcast. Difusión, es una forma de transmisión de información donde un nodo emisor envía información a una multitud de nodos receptores de manera simultánea, sin necesidad de reproducir la misma transmisión nodo por nodo.

Hub.- Concentrador (hub) es el dispositivo que permite centralizar el cableado de una red de computadoras, para luego poder ampliarla.

IEEE.- El Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica es una asociación mundial de técnicos e ingenieros dedicada a la estandarización y el desarrollo en áreas técnicas.¹ Con cerca de 425 000 miembros y voluntarios en 160 países,² es la mayor asociación internacional sin ánimo de lucro formada por profesionales de las nuevas tecnologías, como ingenieros eléctricos, ingenieros en electrónica, científicos de la computación, ingenieros en computación, matemáticos aplicados, ingenieros en biomedicina, ingenieros en telecomunicación, ingenieros en mecatrónica, etc.

Tranceptor.- Un transeptor es un dispositivo que cuenta con un transmisor y un receptor que comparten parte de la circuitería o se encuentran dentro de la misma caja.

Slots.- Los slots o ranuras de expansión son conectores de plástico con contactos eléctricos que permiten introducir distintas tarjetas de expansión para ampliar las funcionalidades de nuestro ordenador (tarjetas de vídeo, de sonido, de red,...).

Modo sleep.- Se pone en estado dormido hasta que se produzca un reset.

Bioelectricidad.- es la ciencia emergente que estudia la forma en que los organismos vivos interactúan con los campos electromagnéticos (EM). Los fenómenos eléctricos se hallan en todos los organismos vivientes. Más aún, existen corrientes eléctricas en el cuerpo que producen campos magnéticos que se extienden fuera del cuerpo. En consecuencia, los organismos pueden verse influidos también por campos

magnéticos y electromagnéticos externos. Cambios en los campos naturales del cuerpo pueden producir cambios físicos y de conducta."

Cuantificar.- La cuantificación es la conversión de una señal discreta en el tiempo evaluada de forma continua a una señal discreta en el tiempo discretamente evaluada. El valor de cada muestra de la señal se representa como un valor elegido de entre un conjunto finito de posibles valores.

La pila de protocolos.- Es una colección ordenada de protocolos organizados en capas que se ponen unas encima de otras y en donde cada protocolo implementa una abstracción encuadrada en la abstracción que proporciona la capa sobre la que está encuadrada. Los protocolos encuadrados en la capa inferior proporcionan sus servicios a los protocolos de la capa superior para que estos puedan realizar su propia funcionalidad.

Hipeterminal.- es un cliente para hacer conexiones telnet por medio de los puertos serie (por ejemplo COM1) con dispositivos externos. Estos dispositivos pueden variar e incluyen opciones tales como equipos de radio comunicación, los robots, y los instrumentos utilizados para mediciones científicas y equipos de red.

Trama.- Es una unidad de envío de datos. Es una serie sucesiva de bits, organizados en forma cíclica, que transportan información y que permiten en la recepción extraer esta información. Viene a ser el equivalente de paquete de datos o Paquete de red, en el Nivel de enlace de datos del modelo OSI.

Balizado de la red.- Cuando los paquetes de datos envían los puntos de accesos para hacer funcionar una red.

Baliza.- Beacons son paquetes de datos que envían los puntos de acceso para hacer funcionar una red, muy útiles para mandar el nombre de la red y otros dispositivos que quieran unirse a su red puedan encontrarla.

Bibliografía

- (2013). “Censo de Población y Vivienda 2010” en Instituto Nacional d Estadística y Geografía. [En línea]. México. www.inegi.org.mx [Acceso 15 de Noviembre 2013]-
- Verdone, Roberto. *Wireless Sensor and Actuator Network Technology Analysis and Design*. AP. USA. P1.
- Pallas Areny, Ramón. *Sensores y Acondicionadores de Señal*. Marcobombo, 4a ED. España.
- Rosa Rodriguez, Antonio, (2008) *Desarrollo de una Herramienta para la generación de interfaces gráficas con redes de sensores inalámbricas*. Tesis de Licenciatura. Cartagena, Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Telecomunicaciones, Universidad Autónoma Politécnica de Cartagena.
- <http://www.itu.int/ITU-R/terrestrial/taq/index.html#gal3>
- Méndez, Ramón. (2008) *Redes inalámbricas para zonas rurales*. 1° ED, p14.
- Huidobro Moya, José Manuel. (2011) *Radiocomunicaciones: Viajando atreves de las Ondas*. Ed Creaciones Copyright.S.L p. 137.
- Harker, Werner. (2007) *Domótica para viviendas y edificios*. 1° ED, p19.
- Huidrobo, José Manuel. (2007) *Sistemas Telemáticos*. Tomson Ediciones. España.p116.
- www.ieee802.org/15/pub/TGG.html.
- cordis.europea.eu/news/rcn/35905_fes.html
- www.chronios.eu
- Owlet Baby Monitor (2015). www.owletcare.com/#
- Corchado, Juan M. (2010) *Using heterogeneous wireless sensor networks in a telemonitores system for healthcare*.
- Zhang, Jin and Zhang, Quiant. (2011) *E-Doctor: Areal time home monitoring and mobile healthcare plataform IEE*. Comsoc MNTCE-Letter.
- Lee, Hak Jong, Lee, Sun Hee. (2009) *Ubiquitous healthcare service using zigbee and mobile phone*. Eldorly patenst.
- Cervantes de Avila, Humberto, Nieto, Juan Iván. (2012) *Arquitectura de salud basada en redes inalámbricas de sensores*. 6(2).
- Wang, Hongang, Peng, we, Dongming. (2010) *Resource-awere secure FCG healthcare monitoring thtough body sensor networks*.
- P. Penagos, Sandra. *Control de signos vitales bibliosis*.
- www.fisterra.com/ayuda-en-consulta/tecnicas-atencion-primaria/determinacion-temperatura-corporal/#5408.
- P. Garcia, Christian. (2007) *Comunicación para Dispositivos*. [sg.com.mx/content/view/310]
- www.zigbee.org/en/index.asp
- Xbee series 2. www.digi.com/products/wireless-wired-embedded-solutions/zigbee-rf-modules/zigbee-mesh-module/xbee
- Aplicaciones del Bioelectromagnetismo en medicina (s.f.). Recuperado el 14 de mayo de 2013, de <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-fis/biomagnetismo.pdf>.
- Reyes, Carlos.(2006) *Microcontroladores PIC Programación en BASIC*, 2da Edición, Quito-Ecuador-
- Pallás Areny, Ramón.(2007) *Microcontroladores: fundamentos y aplicaciones con PIC*. Marcobombo, 344 páginas.

- Digi. (2011). Xbee series 2. <http://www.digi.com/products/wireless-wired-embedded-solutions/zigbee-rf-modules/zigbee-mesh-module/xbee-digimesh-2-4#overview>.
- Digi. (2011). Xbee series 2. www.digi.com.
- OYARCE, A. (2010). Guía el usuario Xbee Olimex.
- Guyton & Hall,(2009) *Tratado de Fisiología médica*, Mexico: Mc-graw hill
- <http://www.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXV/documentos/136-aisupcrane.pdf>
- <http://www.thoughttechnology.com/sciencedivision/pages/products/respiration.html>
- <http://www.forosdeelectronica.com/f23/medidor-frecuencia-respiratoria-55124/>
- <http://tecbolivia.com/index.php/articulos-y-tutoriales-microcontroladores/11-bus-serial-i2c-sensor-de-temperatura-mcp9800-con-pic16f628a-y-lcd>
- http://www.robodacta.mx/index.php?dispatch=products.view&product_id=718
- <http://www.sester.net/lilypad-bluetooth-and-first-lectures/>
- http://biomed.engr.sc.edu/bme_lab/manuals/Respiration%20Rate%20Sensor%20%20Manual%0%28Quick%29.pdf
- <https://www.fiec.espol.edu.ec/electronicamedica/Desarrollo%20de%20un%20transductor%20c%20apacitivo%20para%20medir%20la%20respiracion%20pulmonar.pdf>
- <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema15.pdf>
- García Breijo, Eduardo. () *Compilador C CCS y simulador Proteus para Microcontroladores PIC*.1ª Ed. Marcobombo, 260 pp.
- “Redes de sensores sin cables”(2011). <http://boards4.melodysoft.com/Runapacha/redesde-sensores-sin-cable-2198.html>.
- Federal Information, (2001). *Specification for the ADVANCED ENCRYPTION STANDARD (AES)*. [En línea] <http://csrc.nist.gov/publications/fips/fips197/fips-197.pdf>.
- Pino, Fernando (2012). “Avances tecnológicos de la medicina”, *Revista Ojo Curioso* [En línea].
- Tecnología inalámbrica mejorada aplicada a sensores e implantes corporales,[página web] http://cordis.europa.eu/news/rcn/35905_es.html
- Medir Temperatura.com[página web], consultado 3 de marzo 2014, <http://medirtemperatura.com/termistor.php#>
- Dubin, Dale (1976), *Electrocardiografía práctica*, McGraw-Hill, México, D.F.
- Beltran, Rubi 2013, ‘Unidad 4. Microcontroladores’. Arquitectura de computadoras [Blog], Consultado: 8 de marzo 2014. <http://arquitecturadecomputadorasunidades.blogspot.mx/>
- W. Smith, Steven (1999). “The Scientist and Engineer’s Guide to Digital Signal Processing”. California Technical Publishing. California. 630 pp.
-

Anexos

Apéndice A Circuito completo en el Simulador Proteus

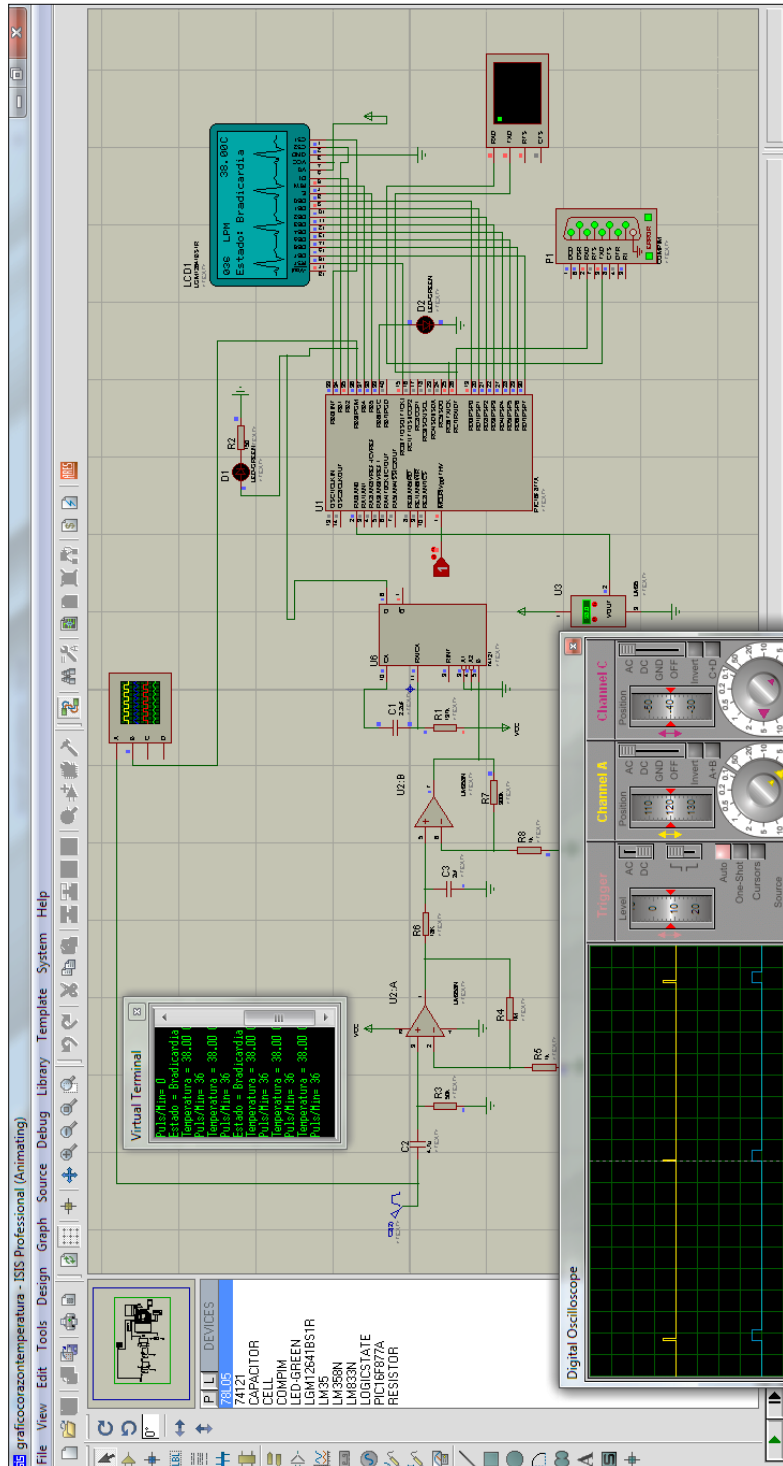


Imagen 1. Plataforma en funcionamiento

Apéndice B Programa del Microcontrolador

```
#include <16f877a.h>
#fuses XT,NOWDT,NOLVP,NOPROTECT
#use delay(clock=20000000)
#use rs232(baud=9600, xmit=pin_c6, rcv=pin_c7, bits=8, parity=N)
//#use standard_io(b)
//#use standard_iocarácter
#include <HDM64GS12.c>
#include <graphics.c>
#use standard_io(B)
int a,con_pul,termino,time,dato,conteo;
char num[]={“ LPM”};
char b[]=”Estado:”;
char d[]=”Normal”;
char e[]=”Bradicardia”;
char f[]=”Taquicardia”;
// variables de tem
char temp[16];
char unidad[]=”C”;
float temperatura;
void delay(){delay_ms(2);}
void pulso(){
glcd_pixel((a+0),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+1),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+2),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+3),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+3),55,ON);delay();
glcd_pixel((a+3),54,ON);delay();
glcd_pixel((a+4),53,ON);delay();
glcd_pixel((a+5),54,ON);delay();
glcd_pixel((a+5),55,ON);delay();
glcd_pixel((a+5),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+5),57,ON);delay();
glcd_pixel((a+6),58,ON);delay();
glcd_pixel((a+7),58,ON);delay();
glcd_pixel((a+7),57,ON);delay();
glcd_pixel((a+7),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+7),55,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),54,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),53,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),52,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),51,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),50,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),49,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),48,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),47,ON);delay();
glcd_pixel((a+8),46,ON);delay();
```

```
glcd_pixel((a+9),45,ON);delay();
glcd_pixel((a+9),44,ON);delay();
glcd_pixel((a+9),43,ON);delay();
glcd_pixel((a+9),42,ON);delay();
glcd_pixel((a+9),41,ON);delay();
glcd_pixel((a+10),40,ON);delay();
glcd_pixel((a+10),39,ON);delay();
glcd_pixel((a+10),38,ON);delay();
glcd_pixel((a+10),37,ON);delay();
glcd_pixel((a+10),36,ON);delay();
glcd_pixel((a+11),35,ON);delay();
glcd_pixel((a+11),34,ON);delay();
glcd_pixel((a+11),33,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),36,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),37,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),38,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),39,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),40,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),41,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),42,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),43,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),44,ON);delay();
glcd_pixel((a+12),45,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),46,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),47,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),48,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),49,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),50,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),51,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),52,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),53,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),54,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),55,ON);delay();
glcd_pixel((a+13),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+14),57,ON);delay();
glcd_pixel((a+14),58,ON);delay();
glcd_pixel((a+14),59,ON);delay();
glcd_pixel((a+14),60,ON);delay();
glcd_pixel((a+15),61,ON);delay();
glcd_pixel((a+15),62,ON);delay();
glcd_pixel((a+15),63,ON);delay();
glcd_pixel((a+16),60,ON);delay();
glcd_pixel((a+16),59,ON);delay();
glcd_pixel((a+17),58,ON);delay();
glcd_pixel((a+17),57,ON);delay();
glcd_pixel((a+17),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+18),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+19),56,ON);delay();glcd_pixel((a+20),56,ON);delay();
```

```

glcd_pixel((a+20),55,ON);delay();
glcd_pixel((a+21),54,ON);delay();
glcd_pixel((a+22),53,ON);delay();
glcd_pixel((a+23),53,ON);delay();
glcd_pixel((a+24),54,ON);delay();
glcd_pixel((a+25),55,ON);delay();
glcd_pixel((a+25),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+26),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+27),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+28),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+29),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+30),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+31),56,ON);delay();
glcd_pixel((a+32),56,ON);delay();

}
void conversor(){
num[0]=(dato/100)+0x30;
num[1]=((dato%100)/10)+0x30;
num[2]=((dato%100)%10)+0x30;
}
void displayTemperature(int adc)
{
    sprintf(temp,"%f",(float)adc);
    glcd_text57(90,0,temp,1,ON);
    glcd_text57(121,0,unidad,1,ON);
}
#int_timer1
void tem_10seg(){
if(time==90){termino=1;time=0;}
set_timer1(3036);
time=time+1;
}
void main()
{
    setup_timer_1(t1_disabled);
    setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_8);
    ///TMR1=59464 CON 4MHZ para 1seg
    ///TMR1=3036 con 20mhz para 0.1 seg
    set_timer1(3036);
    enable_interrupts(int_timer1);
    enable_interrupts(global);
    setup_adc_ports(RA0_ANALOG); //entrada del lm35
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    //setup_COUNTERS(RTCC_internal.rtcc_div_1); //marca de 104arácter
    set_adc_channel(0);
    glcd_init(ON); // iniciamos la lcd
    glcd_fillScreen(0); //LIMPIAMOS LA PANTALLA

```

```

//glcd_imagen();
//delay_ms(3000);
setup_timer_1(t1_disabled);
glcd_fillScreen(0);
glcd_text57(1,3, num, 1, 1);
glcd_text57(1,16, b, 1, 1);
while(1)
{
  while(input(pin_b3)==0)
  {
  };
  /// Temperatura //////////////////////////////////////
  //glcd_init(on); //enciende la pantalla
  temperatura= read_adc()*2;
  displayTemperature(temperatura); // llama la secuencia que convierte el valor del adc
  //delay_ms(200); //este restardo es para que cada segundo lea el valor del adc
  printf("Temperatura = %f C\n\r", temperatura); // 105arác datos Transmisión
  //////////////////////////////////////
  con_pul=con_pul+1;
  // printf(" R %f\r",con_pul);//numero de las pulsaciones aparece en lcd
  output_low(pin_b6);//enciende led con el conteo
  //printf("puls/min= %01f\r", (float)dato);
  printf("Puls/Min= %i\n\r", (int)dato);
  if (con_pul==1) //105ará hace el conteo de las pulsaciones y de que tipo es
  {
    setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_8);
    set_timer1(3036);
    time=0;
    //printf(" R %C\r",con_pul); //105ará
  }
  if (termino==1)
  {
    //Aqui aparece el conteo
    setup_timer_1(t1_disabled);
    output_high(pin_b6);
    conteo = 0;
    con_pul=(con_pul-1)*6;
    termino=0;
    dato=con_pul;
    con_pul=0;
    conversor();
    //glcd_fillScreen(0); //LIMPIAMOS LA PANTALLA
    glcd_rect(1,1,19,9,1,0);
    glcd_rect(49,16,120,22,1,0);
    glcd_text57(1,3, num, 1, 1);
    glcd_text57(1,16, b, 1, 1);
    if(dato > 100)
    {
      glcd_text57(49,16, f, 1, 1); //verifica si el dato es mayor que 100 si lo es imprime
    }
  }
}

```

```

    printf("Estado = %s\n\r", (char)f); //106arác dato
    //printf("\nPulsaciones= \r");
}
else if(dato < 60)
{
    glcd_text57(49,16, e, 1, 1); // si no lo es verifica si el dato es menos que 60 si lo es imprime
    printf("Estado = %s\n\r", (char)e); //106arác dato
    //printf("\nPulsaciones= \r");
}
else
{
    glcd_text57(49,16, d, 1, 1);
    printf("Estado = %s\n\r", (char)d); //106arác dato
    // printf("\nPulsaciones= \r");
}
} // if (termino==1)

if(a==132)
{
    a=0;
    glcd_fillScreen(0);
    glcd_text57(1,3, num, 1, 1);
    glcd_text57(1,16, b, 1, 1);
    if(dato > 100)
    {
        glcd_text57(49,16, f, 1, 1); //mayor >
        printf("Estado = %s\n\r", (char)f); //envía dato
        //printf("\nPulsaciones= \r");
    }
    else if(dato < 60 && dato!=0)
    {
        glcd_text57(49,16, e, 1, 1); //menor <
        printf("Estado = %s\n\r", (char)e); //106arác dato
        // printf("\nPulsaciones= \r");
    }
    else if(dato i=0)
    {
        glcd_text57(49,16, d, 1, 1); //distinto que
        printf("Estado = %s\n\r", (char)d); //106arác dato
        //printf("\nPulsaciones= \r");
    }
    //printf("T %C\r", con_pul);
} //Cierro if(a==32)
pulso();
a=a+33;
conteo=conteo+1;
} //end while //Ciclo infinito
} //end main

```

Apéndice C Programa de MATLAB y Recepción de Datos

```
%%Recibir datos de proteus
%COM 4

PS=serial('COM4');
set(PS,'Baudrate',9600); % se configura la velocidad a 9600 Baudios
set(PS,'StopBits',1); % se configura bit de parada a uno
set(PS,'DataBits',8); % se configura que el dato es de 8 bits, debe estar
entre 5 y 8
set(PS,'Parity','none'); % se configura sin paridad
set(PS,'Terminator','CR/LF');% "\c" 107arácter con que finaliza el envío
set(PS,'OutputBufferSize',900); % "n" es el número de bytes a enviar
set(PS,'InputBufferSize',900); % "n" es el número de bytes a recibir
set(PS,'Timeout',900); % 5 segundos de tiempo de espera

fopen(PS);

fgets(PS)

% % x1 = 0:0.01:20;
% x1 = 35:0.1:45;
% y1 = fgets(PS);
% % for i = 1:length(x1)
%     plot(x1,y1)
%     axis([min(x1) max(x1) min(y1) max(y1)])
%     pause(0.001)
% % end

fclose(PS)
```

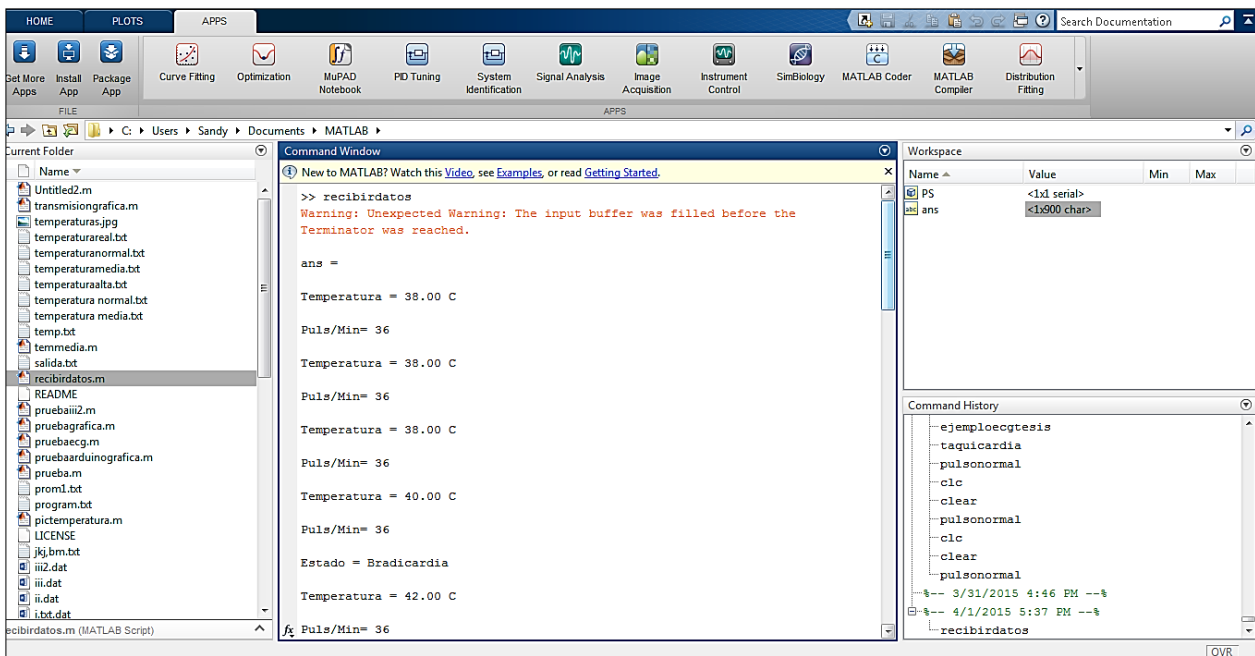


Imagen 2. Transmisión de datos en Matlab

Apéndice D Interfaz de Visual Basic

```
Public Class Form1

    Private Sub Form1_Load(sender As Object, e As EventArgs) Handles MyBase.Load
        buscapuerto()
        CheckForIllegalCrossThreadCalls = False
    End Sub

    Private Sub buscapuerto()
        Try
            cmbPort.Items.Clear()
            For Each puerto As String In My.Computer.Ports.SerialPortNames
                cmbPort.Items.Add(puerto)
            Next
            If cmbPort.Items.Count > 0 Then
                cmbPort.SelectedIndex = 0
            Else
                MsgBox("NO HAY PUERTOS DISPONIBLES EN TU SISTEMA")
            End If
        Catch ex As Exception
            MsgBox(ex.Message, MsgBoxStyle.Critical)
        End Try
    End Sub

    Private Sub btnconectar_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles
btnconectar.Click
        Try
            With sppuerto
                .BaudRate = 9600
                .DataBits = 8
                .Parity = IO.Ports.Parity.None
                .StopBits = 1
                .PortName = cmbPort.Text
                .Open()
            End With
            If .IsOpen Then
                lblestado.Text = "CONECTADO"
            Else
                MsgBox("CONEXION FALLIDA!", MsgBoxStyle.Critical)
            End If
        Catch ex As Exception
            MsgBox(ex.Message, MsgBoxStyle.Critical)
        End Try
    End Sub

    Private Sub btndesconectar_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles
btndesconectar.Click
        sppuerto.Close()
        lblestado.Text = "DESCONECTADO"
    End Sub

    Private Sub sppuerto_DataReceived(sender As Object, e As
IO.Ports.SerialDataReceivedEventArgs) Handles sppuerto.DataReceived
        Dim buffer As String
        buffer = sppuerto.ReadExisting
        txtrecibe.Text = "Recibido>> " & buffer & vbCrLf
        txtrecibe.Text = txtrecibe.Text & buffer
    End Sub

End Class
```



Imagen 4 Interfaz en VB.

Programa Virtual Serial Port Driver 7.0 by Eltima Software

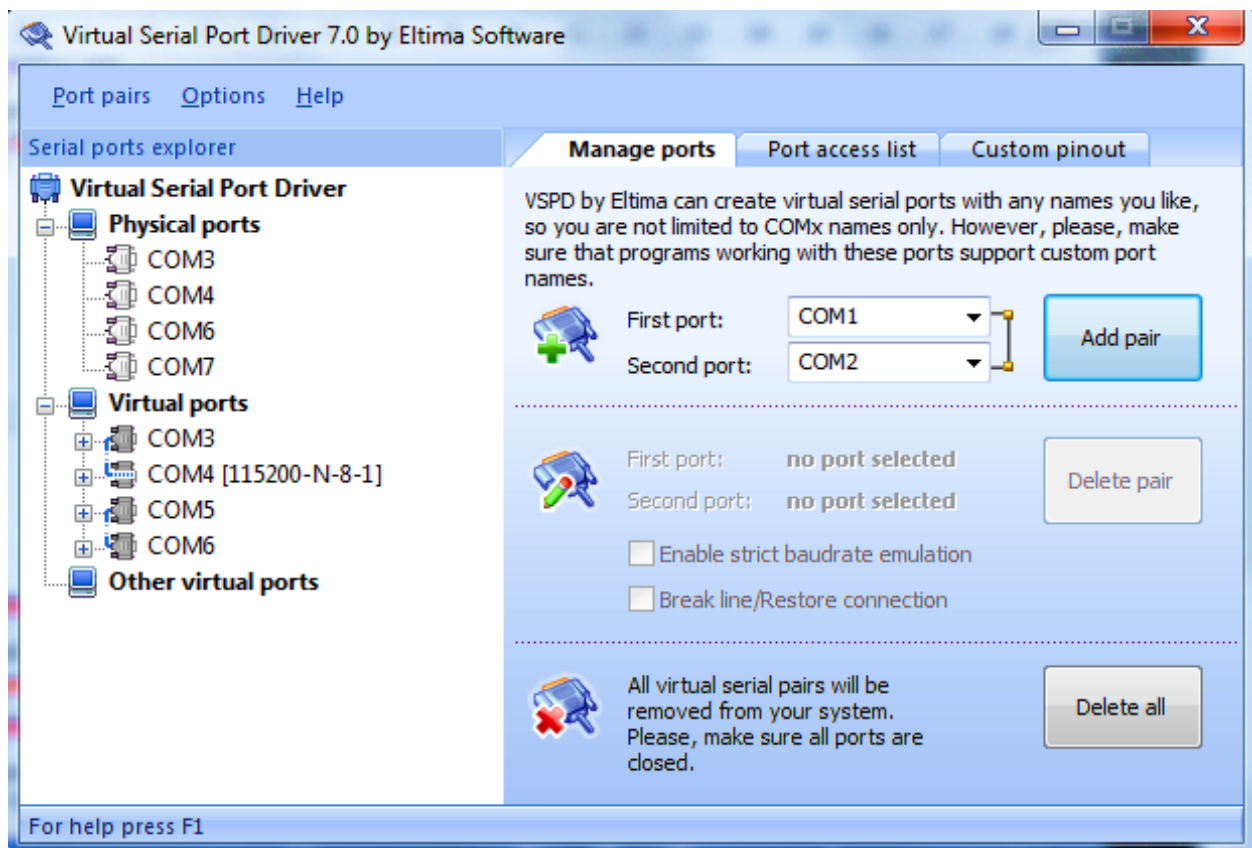


Imagen 5 Programa Virtual Serial Port

