

RAE

1. Tipo de documento: Trabajo de grado para optar por el título de INGENIERO ELECTRÓNICO.

2. Título: PROTOTIPO FUNCIONAL DE UN ELECTROCADIÓGRAFO IMPLEMENTADO POR MEDIO DE REDES DE SENSORES INALÁMBRICAS (WSN).

3. Autor: John Isaac Medina Bello

4. Lugar: Bogotá D.C:

5. Fecha: Octubre de 2011

6. Palabras claves: Electrocardiógrafo, redes de sensores inalámbricos, WSN.

7. Descripción del trabajo: El objetivo principal de este proyecto es desarrollo de un prototipo funcional de una red electrocardiógrafo que transmita la señal inalámbricamente para posteriormente visualizar las señales en un computador. Igualmente se presentan los diseños utilizados.

8. Línea de investigación: Líneas de investigación de la USB: Tecnologías actuales y sociedad. Sublínea de la facultad: Sistema de información y comunicación, instrumentación y control de procesos. Campos de investigación por programa: Telemedicina, comunicaciones, análisis y procesamiento de señales.

9. Fuentes consultadas: NARVÁEZ, Edinson; MONTES, Edwin; PÉREZ, Lina. Redes De Sensores Corporales Inalámbricos para la Detección De Ondas Características en ECG, 2007. B. Juan; R. Leonardo. ECG Con Transmisión Inalámbrica Vía Celular, 2007. CALDERON D. Morian N. y CALLEJAS M, Luis F. Prototipo Funcional de una Interfaz para la Transmisión de Señal de ECG Utilizando Tecnología Móvil, 2007. RODRIGUEZ, Oscar, TELLEZ, Camilo. Implementación de un Prototipo Funcional de un Sistema de Adquisición y Visualización de Temperatura y Humedad en Seres Humanos, Utilizando Redes de Sensores Inalámbricos, 2009. DRAKE MOYANO, José M. Instrumentación electrónica. Tema 3: el amplificador de instrumentación, 2005.

10. Contenidos: El documento se encuentra organizado de la siguiente manera: el Capítulo 1 presenta el planteamiento inicial del problema de investigación abordado en este proyecto, la metodología de desarrollo a utilizar se encuentra explicada en el capítulo 2, mientras que la línea de investigación en la cual se encuentra enmarcado este proyecto se referencia en el Capítulo 3. En el Capítulo 4 se encuentra el Marco Teórico de desarrollo del proyecto, el cual sirve como guía básica de las teorías involucradas para el desarrollo del proyecto; posteriormente en el Capítulo 5 se presenta el desarrollo ingenieril, en este se

describe los procesos realizados para alcanzar los objetivos específicos enunciados, los resultados obtenidos del proceso de desarrollo del proyecto se muestran en el Capítulo 6; por último en el Capítulo 7 se enuncian las principales conclusiones obtenidas y en el Capítulo 8 se plasman las Recomendaciones para posteriores trabajos en esta área.

11. Metodología: Empírico-analítico, con enfoque metodológico con base en el estudio y diseño de un electrocardiógrafo implementado por medio de redes de sensores inalámbricas.

12. Conclusiones: Las características de la señal PQRST del ECG, permitieron establecer los valores máximos y mínimos de los voltajes, para buscar el diseño de un electrocardiógrafo adecuado a estas características, para así poder tener el mejor rendimiento de la señal. El circuito elegido en 5.2.1.3 se acopló apropiadamente a los requerimientos del proyecto, teniendo en cuenta los parámetros estándar de la señal ECG, haciendo que la señal no sobrepasara los límites de entrada del microcontrolador la cual no puede ser mayor a VCC y de una corriente máxima de 25 mA. El microcontrolador seleccionado, sobrepasa las expectativas pese a su tamaño. Tiene un rendimiento óptimo, ya que se acopló a la perfección con la señal ECG y no tiene pérdidas de datos en la comunicación serial con los módulos inalámbricos. La selección de los módulos XBee fue adecuada, ya que el bajo costo, su tamaño bajo consumo y versatilidad de estos al momento de la programación, fue adecuada para el proyecto. Gracias a la sencilla programación gráfica de Labview, se logró hacer un programa de visualización, el cual muestra de forma correcta los datos recibidos de los nodos por medio del coordinador, logrando así una buena interpretación de la señal ECG como pre-diagnóstico. Al integrar las diferentes etapas del proyecto se pudo comprobar que los parámetros establecidos fueron los correctos, aunque la resolución de la señal ECG es baja, puesto que la toma de muestras para la digitalización es cada 4 ms debido a que la red tiene otro nodo enviando datos y el coordinador realiza intervalos para poder recibir la información de ambos nodos.

**PROTOTIPO FUNCIONAL DE UN ELECTROCARDIOGRAFO IMPLEMENTADO
POR MEDIO DE REDES DE SENSORES INALÁMBRICAS (WSN)**

JOHN ISAAC MEDINA BELLO

**UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA, SEDE BOGOTÁ
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C.
2011**

**PROTOTIPO FUNCIONAL DE UN ELECTROCARDIOGRAFO IMPLEMENTADO
POR MEDIO DE REDES DE SENSORES INALÁMBRICAS (WSN)**

JOHN ISAAC MEDINA BELLO

**Proyecto de grado entregado como requisito para optar por el título de
Ingeniero Electrónico**

Ing. CARLOS ANDRÉS LOZANO GARZÓN.

Director

Ing. MORIAN NAIR CALDERON

Co-Director

UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA, SEDE BOGOTÁ

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

BOGOTÁ D.C.

2011

Agradezco todo el apoyo y la confianza que mi familia me dio para lograr este paso tan importante para mi vida profesional.

A todas aquellas personas que también me impulsaron y apoyaron en los momentos difíciles que pase durante el desarrollo del proyecto.

JOHN ISAAC

AGRADECIMIENTOS

Expreso mis más sinceras palabras de agradecimiento a:

La corporación Texas Instruments, ya que gracias a su programa de muestras gratis, fue posible la realización de las diferentes pruebas realizadas en el desarrollo de este proyecto.

Al Ingeniero Oscar Rodríguez, quien en sus tiempos libres me colaboro con su experiencia en el desarrollo de redes de sensores inalámbricas e igualmente con sus ideas para la implementación de este.

Al semillero de Investigación en Telemedicina, quien también jugó un papel fundamental en el desarrollo y reunión de información para el desarrollo del proyecto.

Al Ingeniero Morian Calderón, quien con su experiencia en el desarrollo de proyectos en Telemedicina, me apoyo y me impulso en todo el proceso de este proyecto.

Finalmente al Ingeniero Carlos Andrés Lozano, por haber tenido la plena confianza en mis habilidades y capacidades para el desarrollo de este proyecto, brindándome toda su experiencia en el liderazgo que tuvo en diferentes proyectos realizados.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	8
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	10
1.1 ANTECEDENTES	10
1.1.1 Nacional.	10
1.1.2 Internacional.	12
1.2 DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	14
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	15
1.4 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	16
1.4.1 Objetivo General	16
1.4.2 Objetivos Específicos	16
1.5 ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROYECTO.....	17
2. METODOLOGÍA.....	18
3. LÍNEA DE INVESTIGACIÓN	19
4. MARCO DE REFERENCIA	20
4.1 MARCO TEORICO CONCEPTUAL	20
4.1.1 Amplificadores de instrumentación.	20
4.1.2 Electrodo.....	21
4.1.3 Electrocardiógrafo.....	23
4.1.4 Redes de Sensores Inalámbricas (WSN).	26
4.1.5 Telemedicina.	31
5. DESARROLLO INGENIERIL	33
5.1 ANÁLISIS DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA.....	33
5.2 DISEÑO DE LA ADQUISICIÓN, PROCESAMIENTO Y TRANSMISIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA UTILIZANDO REDES DE SENSORES INALÁMBRICAS.....	36
5.2.1 Adquisición.	37
5.2.2 Procesamiento de la señal ECG.....	50
5.2.3 Diseño de la WSN.....	55
5.3 DISEÑO DE LA PLATAFORMA DE VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA.....	65

5.3.1 Transmisión de datos al computador (PC).....	65
5.3.2 Software de visualización LabView®.	65
5.4 INTEGRACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LOS DISEÑOS PROPUESTOS.	72
6. PRESENTACIÓN Y ANALISIS DE RESULTADOS	78
7. CONCLUSIONES	80
8. RECOMENDACIONES.....	82
9. BIBLIOGRAFÍA.....	83

LISTA DE FIGURAS

Pág

Figura 1. Esquema de un amplificador de instrumentación ideal.....	20
Figura 2. Tipos de electrodos.....	22
Figura 3. Papel cuadriculado de un electrocardiógrafo.....	24
Figura 4. Triángulo de Einthoven e interpretación de cada derivación	25
Figura 5. Derivaciones I, II y III	25
Figura 6. Arquitectura de una Redes de Sensores Inalámbricas.....	26
Figura 7. Diferentes tipos de dispositivos adaptables con Bluetooth	28
Figura 8. Protocolo 802.15.4 y el aporte de ZigBee®	30
Figura 9. Topologías compatibles con ZigBee®	31
Figura 10. Señal ECG.....	34
Figura 11. El Corazón	36
Figura 12. Diagrama de bloques general del proceso de la señal ECG.	37
Figura 13. Amplificador de instrumentación INA333 y formula para hallar R_G	39
Figura 14. Diagrama de pines ADS1298	40
Figura 15. Diagrama interno del ADS1298	41
Figura 16. Circuito propuesto por el autor del foro para el ADS1298.....	42
Figura 17. Circuito propuesto por el autor del foro implementado	43
Figura 18. Electrocardiógrafo propuesto del INA333	44
Figura 19. Electrocardiógrafo con INA333	45
Figura 20. Diseño electrocardiógrafo de referencia y filtros de salida.....	47
Figura 21. Circuito electrocardiógrafo elegido.....	49
Figura 22. Pines PIC12F1822.....	51
Figura 23. Diagrama de flujo del PIC12F1822.....	52
Figura 24. Configuración del PC con X-CTU	57
Figura 25. Prueba de rango en el X-CTU	58
Figura 26. Hyperterminal del X-CTU.....	59
Figura 27. Configuración de modem con X-CTU	60
Figura 28. Entorno LabView®. La parte izquierda es donde el usuario interactúa y la derecha donde se programa	67
Figura 29. VI puerto serial.....	68
Figura 30. Programa prueba de visualización de datos del puerto virtual.....	69
Figura 31. Programa final del proyecto, parte visual.....	70
Figura 32. Programa final del proyecto, parte de programación	71
Figura 33. Sistema final del proyecto.....	73
Figura 34. Circuito esquemático final.....	74
Figura 35. Diseño de circuito y visualización 3D del software PROTEUS-ARES ..	75
Figura 36. Prueba USUARIO1	76
Figura 37. Prueba USUARIO2.....	77
Figura 38. Programa de visualización del proyecto.	79

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Electrodo comerciales	22
Tabla 2. Tecnologías Wi-Fi	27
Tabla 3. Parámetros básicos de Bluetooth	28
Tabla 4. Dispositivos de conexión Bluetooth	29
Tabla 5. Comparación de microcontroladores	50
Tabla 6. Comparación de módulos inalámbricos	56
Tabla 7. Configuración de módulos para comunicación uno a uno.....	61
Tabla 8. Comportamiento del LED de estado.	62
Tabla 9. Distribución de pines módulo XBee.	63
Tabla 10. Configuración de red multipunto.	64
Tabla 11. Configuración final de los módulos XBee.....	65
Tabla 12. Características eléctricas de los dispositivos implementados.....	72
Tabla 13. Características personales de los usuarios a los que se les tomo lectura ECG.....	79

INTRODUCCIÓN

Cada día es mayor el número de personas que sufren o han sufrido de afecciones cardiacas y más aún cerca de 18 millones de personas han muerto por enfermedades cardiovasculares¹. El desarrollo de la tecnología aplicada al sector salud es una de las estrategias que actualmente se están implementando para coadyuvar en la detección temprana y en otros casos en el monitoreo de pacientes con problemas cardiacos.

Uno de los grupos de atención en el cual se centra un gran desarrollo tecnológico es en el grupo de pacientes deportistas, a través de un riguroso control médico se evalúa la condición física de estos. Estas evaluaciones en su gran mayoría se realizan en ambientes controlados donde se miden diferentes parámetros como pueden ser: los pulsos cardiacos, la presión de saturación de oxígeno, la presión arterial en actividades físicas para juzgar el rendimiento de los mismos. Estas mediciones se toman por medio de instrumentación biomédica, la cual, en su gran mayoría utiliza cables que son conectados al deportista; luego estas muestras son impresas o digitalizadas para su diagnóstico, las cuales van a estar almacenadas en una base de datos para un posterior control.

Las nuevas tecnologías en electrónica y telecomunicaciones han permitido el avance de las mismas en el área médica, una de las áreas de mayor avance en los últimos tiempos es la relacionada con las redes de sensores inalámbricos relacionadas con la toma de señales biomédicas.

¹ Basado en: "ENFERMEDADES CARDIOVASCULARES". Disponible en: <http://www.su-vida.com/node/839>. Citado: 18/09/2011

Este proyecto pretende unir dos áreas de interés como son las señales biomédicas en especial la señal cardiaca y las redes de sensores inalámbricas (WSN por sus siglas en inglés) mediante la implementación de un prototipo de un electrocardiógrafo basado en WSN el cual facilitara las mediciones cardiacas de los deportistas.

El documento se encuentra organizado de la siguiente manera: el Capítulo 1 presenta el planteamiento inicial del problema de investigación abordado en este proyecto, la metodología de desarrollo a utilizar se encuentra explicada en el capítulo 2, mientras que la línea de investigación en la cual se encuentra enmarcado este proyecto se referencia en el Capítulo 3. En el Capítulo 4 se encuentra el Marco Teórico de desarrollo del proyecto, el cual sirve como guía básica de las teorías involucradas para el desarrollo del proyecto; posteriormente en el Capítulo 5 se presenta el desarrollo ingenieril, en este se describe los procesos realizados para alcanzar los objetivos específicos enunciados, los resultados obtenidos del proceso de desarrollo del proyecto se muestran en el Capítulo 6; por último en el Capítulo 7 se enuncian las principales conclusiones obtenidas y en el Capítulo 8 se plasman las Recomendaciones para posteriores trabajos en esta área.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 ANTECEDENTES

Para poder comprender en profundidad y determinar los alcances del proyecto se presenta una breve recopilación de los desarrollos realizados tanto a nivel nacional como internacional en el área del conocimiento seleccionada.

1.1.1 Nacional. En Colombia, el desarrollo de dispositivos transmisión de las señales de un electrocardiograma (ECG) por medio de una red de sensores inalámbricos (WSN) ha sido poco estudiada. En la Universidad de San Buenaventura sede Bogotá, se desarrollaron proyectos referente a las señales biomédicas, uno de ellos medía la humedad y temperatura de una persona que se acoplaba a una WSN; otro de estos proyectos transmitía vía celular una señal ECG de una paciente.

A continuación se mencionan algunos proyectos referentes a las WSN y las señales ECG:

- **PROTOTIPO FUNCIONAL DE UNA INTERFAZ PARA LA TRANSMISIÓN DE SEÑAL DE ECG UTILIZANDO TECNOLOGÍA MÓVIL².**

El desarrollo de este proyecto integro interfaces hardware y software, el cual por medio de la tecnología móvil de ese entonces permitió el envío de señal biomédica de ECG entre una unidad de asistencia móvil y un hospital.

El hardware se diseño en tres etapas: adquisición de la señal de ECG y filtrado, compresión y empaquetamiento de la misma para su posterior entrega al dispositivo móvil, encargado de realizar la transmisión de la señal hacia el hospital. Así mismo el software está compuesto por tres fases, que son: la adquisición de

²CALDEROND. Morian N. y CALLEJAS M, Luis F. Universidad de San Buenaventura, Bogotá. 2007.

los datos por parte del dispositivo móvil receptor, lectura y visualización de la señal de ECG en el PC.

- **IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y VISUALIZACIÓN DE TEMPERATURA Y HUMEDAD EN SERES HUMANOS, UTILIZANDO REDES DE SENSORES INALÁMBRICAS³.**

Este proyecto presenta completa información sobre el campo de las telecomunicaciones de corto alcance enfocadas a diversas aplicaciones, y dentro de estas se encuentra el campo de la telemedicina. Se estudiaron más a fondo las plataformas de simulación e interacción del software con el Hardware.

Estos estudios llevaron a que se realizara un sistema de medición de temperatura corporal y humedad del mismo, para monitorear un paciente móvil.

Igualmente, se pueden encontrar proyectos nacionales como los siguientes:

- **ECG CON TRANSMISIÓN INALÁMBRICA VÍA CELULAR⁴.**

El desarrollo de este trabajo logró diseñar un instrumento de adquisición y registro de la señal ECG que se transmite por vía inalámbrica al PC para su visualización. Este sistema de señales electrocardiográficas, utiliza dos redes: la red celular GPRS y Bluetooth. Luego de que la señal es recibida por el receptor celular se pasa a un transmisor bluetooth para la interconexión con el PC y allí se publica en una página WEB, donde especialistas en cardiología pueden acceder para controlar los pacientes.

³TELLEZ, Camilo; RODRIGUEZ, Oscar. Universidad de San Buenaventura, Bogotá. 2009.

⁴B. Juan; R. Leonardo. Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá. 2007.

- **REDES DE SENSORES CORPORALES INALÁMBRICOS PARA LA DETECCIÓN DE ONDAS CARACTERÍSTICAS EN ECG⁵.**

Se investigo acerca de mecanismos implementados en el área de la medicina en donde se aplicaran redes de sensores inalámbricos, específicamente en el estudio de consumo en redes de sensores corporales inalámbricos, para la detección de ondas características en electrocardiogramas, con el fin de facilitar la monitorización de constantes cardiacas en personas.

1.1.2 Internacional. Igualmente alrededor del mundo se han desarrollado diferentes tipos de proyectos relacionados con señales biomédicas implementando redes de sensores inalámbricos:

- **THE THREE-LEAD WIRELESS ECG IN SENSOR NETWORKS FOR MOBILE PATIENTS⁶.(ECG DE TRES DERIVACIONES EN REDES DE SENSORES PARA PACIENTES MÓVILES)**

Se propuso el diseño de un electrocardiógrafo inalámbrico de tres derivaciones, usando redes de sensores inalámbricos (WSN, por sus siglas en ingles) para transferir las señales del corazón de un paciente a un computador personal para monitorear y guardar. Los resultados experimentales mostraron una similitud de señales ECG, entre el dispositivo inalámbrico de tres derivaciones y el ECG comercial cableado.

- **BLUETOOTH-ENABLED ECG MONITORING SYSTEM⁷.(SISTEMA DE CONTROL CON BLUETOOTH ACTIVADO PARA ECG)**

Este proyecto propuso un sistema inalámbrico para monitorear pacientes, este sistema integró tecnología bluetooth. Se describió la construcción de un ECG de

⁵NARVÁEZ, Edinson; MONTES, Edwin; PÉREZ, Lina. Universidad de Antioquia, Medellín. 2007

⁶NOPPARAT, Visarut; KEERATIWINTAKORN, Phongsak.KingMongkut's University of Technology North Bangkok. Bangkok, Thailand. 2008.

⁷T. K. Kho, ROSLI Besar, Y. S. Tan, K. H. Tee, K. C. Ong. Faculty of Engineering and Technology, Multimedia University (Melaka Campus). Melaka, Malaysia. 2005.

dos sensores derivados, transmitiendo el dato adquirido desde el sensor ECG por bluetooth, y el PC recibía el dato y lo ilustraba. Esta adquisición del PC era procesada, manipulada y construida como una onda de forma ECG y por último era esta forma de onda la que se mostraba en la pantalla del PC.

- **A WIRELESS BIOMEDICAL SENSOR NETWORK USING IEEE802.15.4⁸.(RED DE SENSORES BIOMÉDICOS INALÁMBRICOS USANDO IEEE802.15.4)**

En este documento se proponía diseñar y realizar un sistema de EEG y ECG con redes de sensores inalámbricos enfocándose en temas como tiempo de sincronización, ancho de banda, y limitaciones de potencia de WBANs. Esta red inalámbrica WSN comprendía tres nodos transmisores para un total de cuatro canales EEG y un canal ECG. Se solucionaron problemas como los requisitos de rendimiento de los datos para EEG y procesamiento de señales ECG así como el tiempo de sincronización de datos recibidos en la estación base.

- **CLINICAL TRIALS OF A WIRELESS LAN BASED PATIENT MONITORING SYSTEM⁹.(PRUEBAS CLINICAS BASADAS EN SISTEMAS LAN INALAMBRICOS PARA MONITOREO DE PACIENTES.)**

Este artículo describió el diseño, desarrollo y pruebas clínicas completas ambulatorias, monitores de constantes vitales inalámbricas ECG, el cual se utilizó con el estándar inalámbrico de diseño en sistemas de redes LAN (802.11b). Se discutieron las pruebas de los datos tomados en los dos prototipos de sensores y existieron limitaciones de los sistemas en lugares debido a la arquitectura y ubicación.

⁸SHAO-YEN, Tseng; CHUNG-HAN, Tsai; YU-SHENG, Lai; WAI-CHI, Fang. Department of Electronics Engineering, National Chiao Tung University. Hsinchu, Taiwan. 2009.

⁹DEERY, Aoife; CHAMBERS, Desmond; MORIARTY, Denis; CONNOLLY, Elizabeth; LYONS, Gerard. Department of Anaesthesia, Mater Misericordiae University Hospital. Dublin, Ireland. 2006.

- **TRAFFIC MODELS FOR MEDICAL WIRELESS SENSOR NETWORKS¹⁰.
(MODELO DE TRÁFICO PARA REDES DE SENSORES INALÁMBRICOS).**

Modelos estocásticos de datos de tráfico para redes inalámbricas de sensores médicos (WSN), representaron el tráfico generado por un nodo WSN único control de la temperatura corporal y los datos del electrocardiograma (ECG). Los modelos se basaron en datos empíricos de dominio público de las bases de datos de señales médicas. En aras de la conservación de la energía, fue probable que algunos nodos WSN médicos emplearan fuentes de codificación para reducir la cantidad de datos que debían transmitir.

1.2 DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Actualmente la electrónica ha permitido el avance de aparatos biomédicos como lo es el electrocardiógrafo. Este es usado frecuentemente en la medicina convencional, desde pacientes en estado crítico hasta los pacientes sanos, ya que el electrocardiógrafo es utilizado para monitorear el corazón y así conocer el estado de su funcionamiento.

Existen pacientes que llevan consigo electrocardiógrafos portables conocidos como “*holters*”, el cual graba el monitoreo realizado en un periodo de tiempo, para así poder tener una clara información sobre el comportamiento cotidiano del corazón de dicho paciente. En la medicina deportiva es usualmente usado, puesto que, los deportistas deben ser monitoreados cuando realizan sus actividades físicas, para controlar el funcionamiento de sus órganos vitales, entre ellos el corazón.

Pero ¿por qué es importante el electrocardiograma (ECG) en la medicina? Actualmente existen dos estudios, publicados en el año 2007 y 2008, que demuestran la importancia del ECG de reposo y el de esfuerzo (Ergometría). El primero fue realizado por la Federación Asturiana de Deportes, se estudiaron 825

¹⁰MESSIER Geoffrey G.; FINVERS IvarsG.Department of Electrical and Computer Engineering, University of Calgary.Calgary, Alberta, Canada.2007.

futbolistas mayores de 16 años, donde 1 de ellos debió abandonar el fútbol por presenta una Miocardiopatía Hipertrófica (causa más frecuente de muerte súbita (MS)). El otro estudio fue realizado por el Instituto de Medicina del Deporte de Florencia (Italia), el cual fue publicado en el año 2008; Este es el único país, con exámenes médicos obligatorios para el deporte (Ley Estatal del Deporte) que consta de varios estudios, se realizaron más de 30.000 pruebas cardíacas a deportistas, entre los años 2002-2006, de ellos 159 debieron abandonar el deporte de competición.¹¹

Teniendo en cuenta lo enunciado anteriormente, para el desarrollo del presente proyecto se plantea la siguiente pregunta como hilo conductor de la investigación: **¿Cuáles son la características técnicas necesarias para el desarrollo de un dispositivo para el monitoreo de señales electrocardiográficas utilizando Redes de Sensores Inalámbricas?**

1.3 JUSTIFICACIÓN

La muerte súbita (MS) es una muerte natural, en la cual la persona pierde el pulso cardíaco, la respiración y la conciencia de una forma repentina e inesperada, esto debido a anormalidades presentadas en el corazón. Existen dos etapas de riesgo de MS; la primera se puede presentar en bebés desde su nacimiento hasta los 6 meses de edad, la segunda esta desde los 35 años en adelante, generalmente se presenta en los hombres.

Aunque el ejercicio y la buena alimentación ayudan a evitar la MS, gracias a que estos hábitos evitan que las arterias se obstruyan y el corazón se acostumbre a tener actividades físicas sin que este tenga un ritmo de latido alto. Sin embargo, si

¹¹ "RELEVANCIA DEL ELECTROCARDIOGRAMA EN DEPORTE". Disponible en: <http://www.oai-argentina.org.ar/articulos5.htm>. Citado: 1/11/09

el corazón tiene alguna anomalía puede ocurrir la MS. Esto es posible detectarlo con un electrocardiograma.

Lo que se pretende alcanzar con la realización de este proyecto es desarrollar un prototipo funcional de un electrocardiograma implementado mediante redes de sensores inalámbricas para la optimización de la toma de señales cardíacas en un paciente, sin que este tenga que llevar consigo una cantidad de cables y se sienta cómodo en la realización de sus actividades cotidianas.

1.4 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.4.1 Objetivo General

Desarrollar un prototipo funcional de un sistema de monitoreo electrocardiográfico basado en redes de Sensores Inalámbricas.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Analizar la señal electrocardiográfica para determinar los parámetros de diseño.
- Diseñar la adquisición, procesamiento y transmisión de la señal electrocardiográfica utilizando redes de sensores inalámbricas.
- Diseñar la plataforma de visualización de la señal electrocardiográfica.
- Implementar e integrar los diseños propuestos.
- Desarrollar pruebas funcionales y de integración del prototipo funcional desarrollado.

1.5 ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROYECTO

Se desarrollo un prototipo funcional que cumplió con la finalidad del objetivo principal, este transmitía la señal electrocardiográfica, por medio de una red de sensores inalámbricos implementando los módulos XBee®, con tecnología ZigBee®. Esta señal se visualizó en un computador con la ayuda del software LabView®.

Cada módulo XBee® y su circuito implementado, se encuentra dentro de una caja con dimensiones 2.1 x 4.3 x 6.3 (cm). Posee dos baterías de 3.7 V a 750 mA cada una, teniendo así una fuente dual de ± 3.7 V, la cual le da una autonomía continua de encendido de aproximadamente 10 Horas. Este dispositivo tiene un alcance de no más de 80 metros para evitar la pérdida de datos. El coordinador de la red es alimentado por el puesto USB del computador.

Para este prototipo inicial se limitó el número de canales a uno (1) pretendiendo con esto la construcción de un electrocardiógrafo básico, siendo esta una señal de prediagnóstico. Dejando bases para implementar en un proyecto futuro más canales en el electrocardiógrafo.

2. METODOLOGÍA

El proyecto se realizara en tres (3) fases, estas son:

En la primera fase se va a desarrollar el dispositivo para la captura de las señales cardiacas generadas por los latidos del corazón, utilizando amplificadores de instrumentación. Dicho amplificador entrega una señal amplificada, la cual se va a analizar y a enviar a un PC por medio de la red de sensores inalámbricos que se va a implementar. Solo se utilizaran 3 electrodos para medir dichas señales.

En una segunda fase se desarrollara la interfaz software, para visualizar los datos transmitidos por medio de la red de sensores inalámbricos del electrocardiógrafo. Se realizará por medio del LabView® versión 2010, ya que este permite graficar los resultados en una forma sencilla.

En la última fase se implementaran los diseños del Hardware (electrocardiógrafo y la red de sensores inalámbricos) y el desarrollo del programa por medio de LabView. En esta implementación se debe mostrar las señales electrocardiográficas, también conocido como electrocardiograma (ECG), y realizar el registro correspondiente para que el especialista en temas cardiacos pueda interpretar las señales obtenidas.

3. LÍNEA DE INVESTIGACIÓN

LÍNEAS INSTITUCIONALES

Tecnologías actuales y sociedad.

SUBLÍNEA DE LA FACULTAD

Sistema de información y comunicación / Instrumentación y control de procesos.

CAMPOS DE INVESTIGACIÓN POR PROGRAMA

Telemedicina, comunicaciones, análisis y procesamiento de señales.

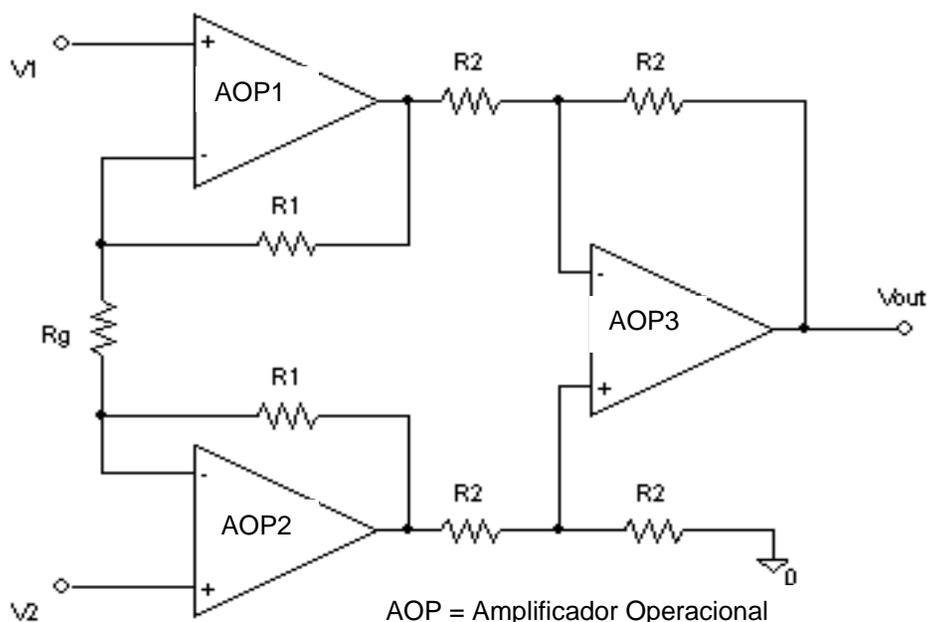
4. MARCO DE REFERENCIA

4.1 MARCO TEORICO CONCEPTUAL

Esta etapa del proyecto, presenta los conceptos, en los cuales este está basado; como lo son: el electrocardiograma (ECG), las redes de sensores inalámbricas (WSN – wireless sensor network) y los amplificadores de instrumentación.

4.1.1 Amplificadores de instrumentación. El amplificador de instrumentación está conformado por configuraciones diferenciales (ver Figura 1), permitiendo así mejorar la amplificación de la señal que se desee, ya que esta puede variar la ganancia y además tiene una alta impedancia a la entrada para disminuir el ruido al mínimo.

Figura 1. Esquema de un amplificador de instrumentación ideal



Fuente: Sistema de acondicionamiento pirómetros radiación.

<http://aitunexpo.blogspot.com/2007/05/sistema-de-acondicionamiento-pirmetros.html>

Los valores de los componentes están dados por:

$$V_{out} = (V_2 - V_1) * \left(1 + \frac{2 * R_1}{R_G}\right)$$

R2 puede tomar un valor entre 10 kΩ y 100 kΩ. Este sistema permite que además de su alta impedancia también al hacer la diferencia entre sus entradas y amplificarla, se cree una gran diferencia para que el ruido que se filtre sea muy pequeño.

4.1.2 Electrodo¹². Los electrodos son elementos pasivos que tienen una muy buena conductividad y sensibilidad, ya que tienen que ser capaces de detectar las pequeñas señales generadas por el cuerpo humano. Los electrodos pueden ser de material desechable, los cuales son óptimos para mediciones de corto tiempo. Igualmente existen los metálicos como el oro o la plata, estos por ser metales puros y por sus composiciones tienen una muy buena conductividad, normalmente son utilizados para mediciones que toman varios minutos hasta horas.

En la Figura 2, se pueden observar los diferentes electrodos existentes, relacionados en Tabla 1, mostrando las diferentes características de estos electrodos. En el mercado Colombiano son comunes los electrodos adhesivos y los de carbono siliconado, estos fueron los escogidos para conocer la diferencia entre estos electrodos.

Los electrodos de ventosas y pinzas están limitados a que estos se utilizan para mediciones electrocardiográficas, en donde el paciente tiene que estar en una posición estática.

¹² "ELECTROCARDIOGRAFÍA". Disponible en: <http://www.dalcame.com/ecg.htm>. Citado en: 4/04/11

Figura 2. Tipos de electrodos



Fuente: Diferentes tipos de electrodos. <http://www.solostocks.com.mx/venta-productos/salud-medicina-belleza/equipo-hospitales/diferentes-tipos-de-electrodos-554940>

Tabla 1. Electrodos comerciales

No.	TIPO DE ELECTRODO	CARACTERISTICAS
1	Ventosas	Es un metal niquelado ¹³ , el cual se pega a la piel por medio de succión que se produce al oprimir la ventosa. No es necesario ningún tipo de gel como medio conductor.
2	Adhesivos	Generalmente son de papel, poseen un metal conductor el cual está recubierto de un gel que ayuda a la conductividad.
3	Pinzas	Es un metal niquelado, el cual se pega a la piel por medio de presión que se produce al colocar las pinza sobre el lugar de medición. No es necesario ningún tipo de gel como medio conductor.
4	Carbono siliconado	Están hechos de grafito una variedad de carbón ¹⁴ , la conductividad de este se toma en toda el área de tamaño del electrodo. Es necesario el uso de gel conductor

Fuente: Autor. Desarrollado a partir de la Figura 2.

¹³ “ELECTRODO VENTOSA PARA ECG”. Disponible en: <http://www.fisioterapiayestetica.com/articulos/electrodo-ventosa-para-ecg.html>. Citado en: 7/10/11

¹⁴ “ELECTRODO DE CARBÓN O GRAFITO”. Disponible en: <http://www.editum.org/Electrodo-de-carbon-o-grafito-p-1265.html>. Citado en: 7/10/11

4.1.3 Electrocardiógrafo¹⁵. Un electrocardiógrafo imprime el pulso cardiaco en un papel cuadriculado, en el cual se mide el tiempo y el voltaje. Las líneas horizontales y verticales están separadas en 1mm y cada 5mm están sobremarcadas. El tiempo se mide horizontalmente y cada línea representa 0,04s, las líneas verticales constituyen el voltaje, en donde cada línea marca 0,1mV (ver Figura 3). Esto ayuda a tener una buena interpretación de los latidos del corazón.

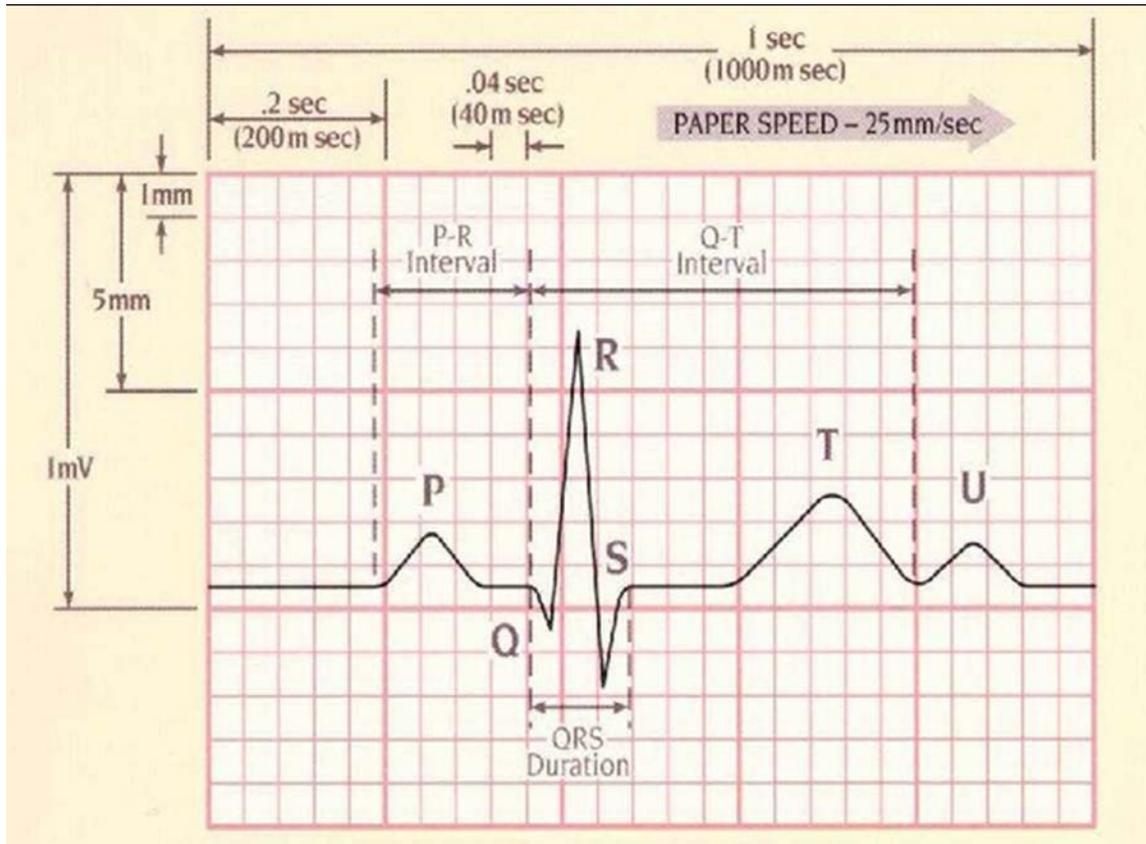
Existen diferentes tipos de electrocardiógrafos en el mercado, los cuales se diferencian por la cantidad de canales que este procese. Estos pueden ser de 1, 3, 6 y 12 canales; dichos canales son señales que se miden desde diferentes puntos del corazón, ubicando estratégicamente los electrodos en el cuerpo del paciente.

Normalmente se utilizan 3 electrodos con los cuales se pueden obtener de 1 ó 3 señales, dependiendo de su requerimiento. Para este caso se colocan los electrodos según el triángulo de Einthoven (ver Figura 4)

Las derivaciones de este triángulo son bipolares, es decir que entre dos electrodos se registra la diferencia de un potencial eléctrico, teniendo como resultado 3 diferentes lecturas. Estas derivaciones están dadas por $DI = VL - VR$, $DII = VF - VR$ y $DIII = VF - VL$, donde VL es el voltaje del brazo izquierdo, VR el voltaje del brazo derecho y VF el voltaje de la pierna izquierda. Así se obtienen 3 canales independientes de las señales del corazón. De estas mismas derivaciones se obtiene un solo canal el cual es la suma de DI, DII y DIII, y el resultado es dividido entre 3.

¹⁵ "ELECTROCARDIÓGRAFO". Disponible en: <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiógrafo>. Citado en: 3/04/11

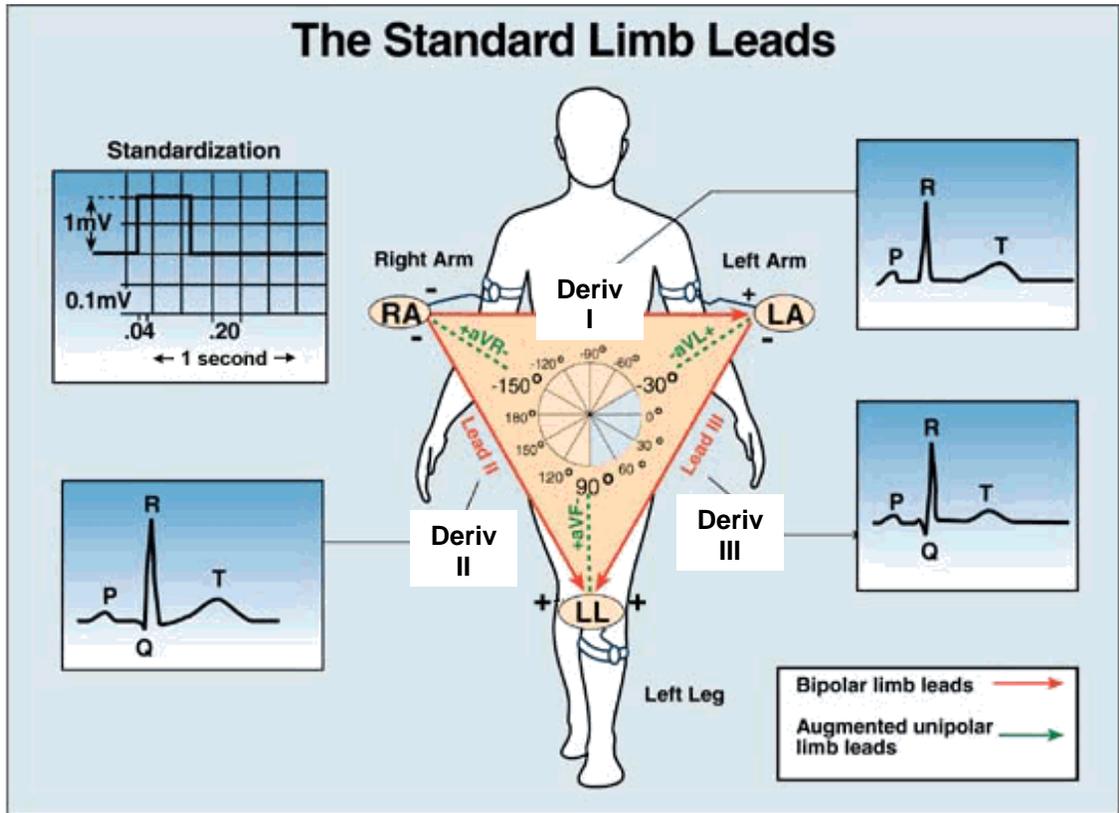
Figura 3. Papel cuadrulado de un electrocardiógrafo



Fuente: El electrocardiograma. <http://alan1597.blogspot.com/2011/04/el-electrocardiograma.html>.
Citado: 2/02/11

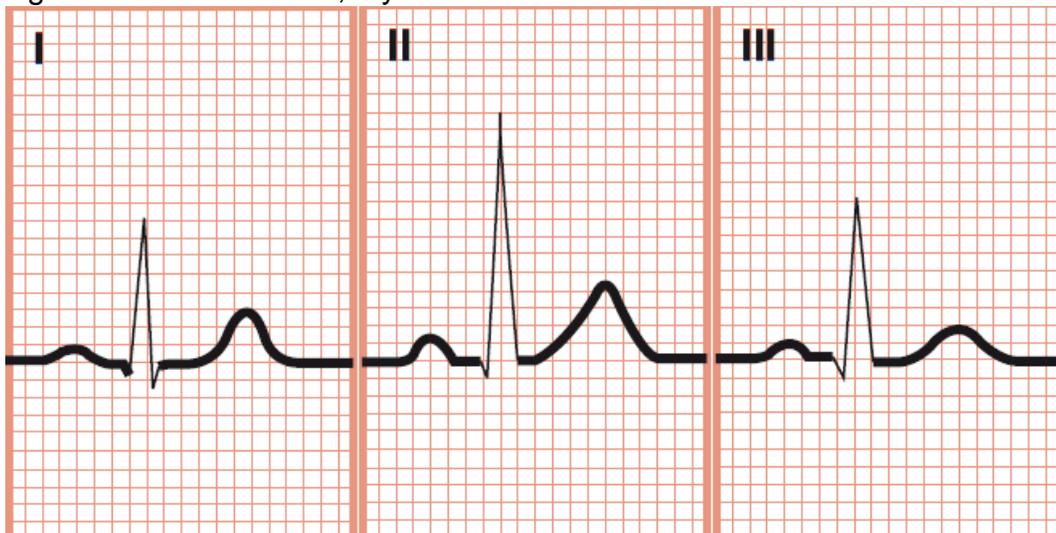
Esta diferencia de potencial cambia constantemente, puesto que el corazón late continuamente, como se puede observar en la Figura 5, las tres diferentes derivaciones independientes como 3 canales, que luego van a ser sumadas por el amplificador de instrumentación que posee una parte de configuración diferencial para el tratamiento de estas señales, obteniendo así una señal ECG de un solo canal.

Figura 4. Triángulo de Einthoven e interpretación de cada derivación



Fuente: Triángulo de Einthoven para la interpretación del EKG.
<http://gdelafuente.blogspot.com/2007/05/triangulo-de-einthoven-para-la.html>

Figura 5. Derivaciones I, II y III

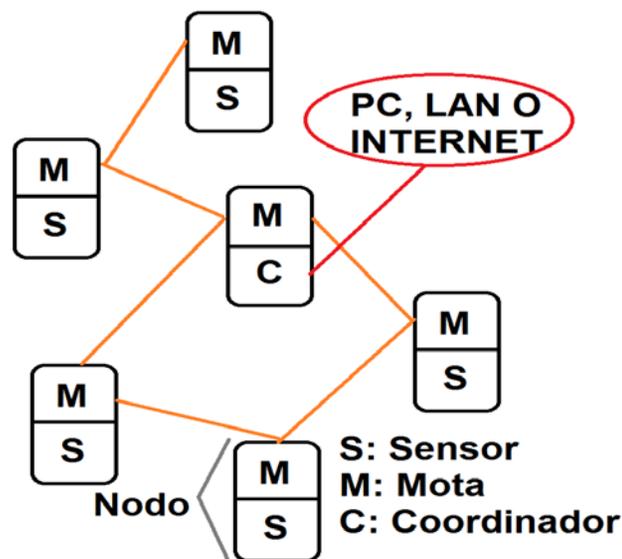


Fuente: ECG Notes, Interpretation and Management Guide. Pg 78.

4.1.4 Redes de Sensores Inalámbricas (WSN). Un sistema WSN, está conformado por numerosos dispositivos para la adquisición de información denominados motas distribuidos en sitios específicos, los cuales utilizan diferentes tipos de sensores, dependiendo del fenómeno que se esté monitoreando y como mínimo un dispositivo para la administración de la red denominado coordinador. Adicionalmente este tipo de redes como su nombre lo indica comunica estos dispositivos de forma inalámbrica (Ver Figura 6).

Estos dispositivos son unidades autónomas que constan de un microcontrolador, una fuente de energía (por lo general baterías), un radio transceptor y un elemento sensor. Los nodos son diseñados para la preservación de la energía de las baterías, la transmisión de los datos se hacen en largos lapsos de tiempo o cuando el coordinador de la red lo pida; así las baterías pueden tener algunos años de vida¹⁶.

Figura 6. Arquitectura de una Redes de Sensores Inalámbricas



Fuente: Wireless Sensor Network: Estado del Arte e investigación. M. Soledad Escobar Díaz

¹⁶ "QUÉ ES WSN". Disponible en: http://www.motas.es/rimsi/index.php?option=com_content&task=view&id=2&Itemid=3. Citado en: 6/06/11

En cuanto al sistema de comunicación a implementar en este tipo de redes se puede utilizar diferentes tecnologías de comunicación como lo son: Wi-Fi®, Bluetooth® y ZigBee®. A continuación se explicaran brevemente cada uno de estos.

- **Wi-Fi®:** Esta tecnología es un tipo de transmisión de corta distancia (alrededor de los 100 m), pero con alta tasa de transmisión, conocida por el estándar 802.11 de IEEE. En la actualidad se conocen 3 estándares de este, como se puede observar en la Tabla 2¹⁷.
- Está diseñado para transmitir video, voz y datos; gracias a su alta tasa de transmisión, la cual es bidireccional. Wi-fi Se divide en dos grupos, en el primero se encuentran los dispositivos de distribución como los routers y en el segundo los dispositivos terminales, por ejemplo un computador.

Tabla 2. Tecnologías Wi-Fi

Nombre	Tecnología	Velocidad de transmisión	Características
Wireless B	IEEE 802.11b	11 Mbps*	Trabaja en la banda de 2,4 GHz, compatible con velocidades menores
Wireless G	IEEE 802.11g	11 / 22 / 54 Mbps	Trabaja en la banda de 2,4 GHz
Wireless N	IEEE 802.11n	300 Mbps	Utiliza la tecnología MIMO**, trabaja en 2 bandas 2,4 GHz y 5 GHz simultaneamente
* mega-bits per second - mega bits por segundo			
** multiple-input multiple-output - multiples entradas multiples salidas			

Fuente: Las redes inalámbricas. http://www.informaticamoderna.com/Redes_inalam.htm#defi

- **Bluetooth®:** Es una tecnología de corto alcance, creado para reemplazar los cables de conexión de diferentes aparatos como el celular, el computador y muchos otros (ver Figura 7). Por medio de bluetooth se pueden enviar voz y datos, tiene una velocidad de transmisión de hasta 3 Mbps y distancia máxima

¹⁷ "QUÉ ES WiFi". Disponible en: <http://www.misrespuestas.com/que-es-wifi.html>. Citado en: 6/06/11

de 100 m. Algunos otros parámetros se pueden observar en la Tabla 3¹⁸. Igualmente en la Tabla 4 se hace un recuento de los dispositivos con conexión Bluetooth.

Tabla 3. Parámetros básicos de Bluetooth

Alcance	Hasta 100m
Modulación	GSFK
Sensibilidad del receptor	-70dBm
Banda ISM	2.400-2.483,5 GHz
Potencia de Conexión	0dBm (1mW)
Consumo	300uA(max),30uA(standby),50uA(retenido)

Fuente: Protocolos bluetooth. www.uv.es/montanan/redes/trabajos/bluetooth.ppt

Figura 7. Diferentes tipos de dispositivos adaptables con Bluetooth



Fuente: ¿Qué es bluetooth? <http://tecnico.com/%C2%BFque-es-bluetooth/>

¹⁸ "BLUETOOTH". Disponible en: <http://www.marketing-bluetooth.com/bluetooth-caracteristicas.html>. Citado en: 6/06/11

Tabla 4. Dispositivos de conexión Bluetooth

DISPOSITIVOS	CARACTERISTICAS DE CONEXIÓN DESDE BLUETOOTH
Impresoras	Envío de Datos
Manos libres	Transmisión y Recepción de Voz
Celulares	Transmisión y Recepción de Audio y datos
Cameras digitales	Transmisión y recepción de Datos
Computadores	Transmisión y recepción de Datos

Fuente. "REDES INALAMBRICAS", Pg 25. Disponible en: http://www.redsinfronteras.org/pdf/redes_wireless.pdf. Citado en: 8/10/11

- **Zigbee®**: Esta basado en el estándar IEEE 802.15.4 y la alianza ZigBee, (Ver Figura 8). Esta tecnología inalámbrica fue diseñada para corto alcance y baja tasa de transmisión, debido a esto los costos son muy bajos, a diferencia de un módulo bluetooth o wi-fi¹⁹.

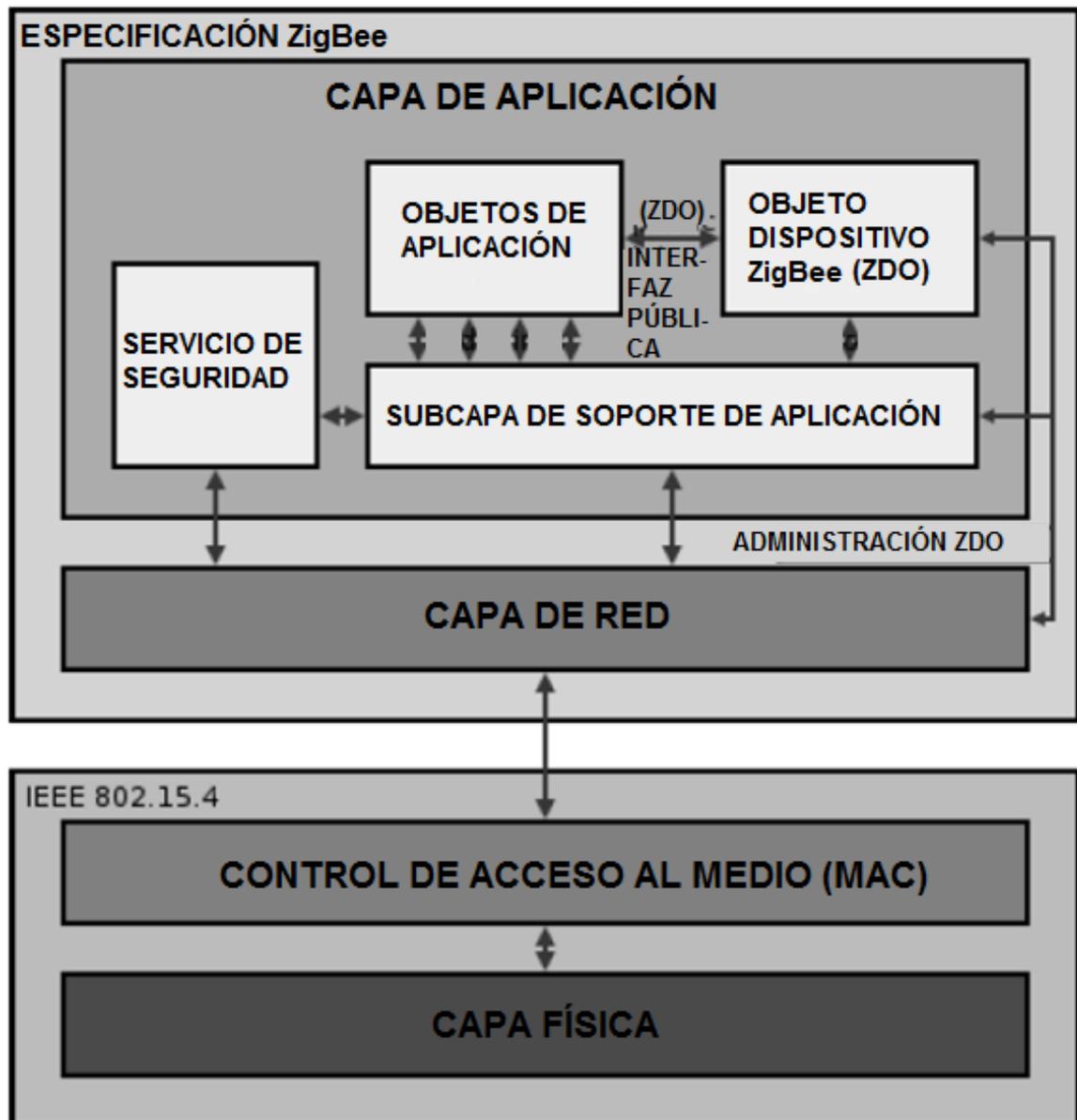
Igualmente las aplicaciones son mucho más amplias, se pueden encontrar en la industria, la medicina, seguridad, domótica y muchas más posibles opciones. Esto gracias a que ZigBee permite una red de hasta 65535 dispositivos, con 255 conjuntos de nodos, utilizando topologías como estrella, malla y conjunto o árbol. (Ver Figura 9).

Para crear una red ZigBee, es necesario tener un coordinador, un router y/o un dispositivo final. El coordinador, como su nombre lo indica, es el encargado de administrar la red, creando los canales de enlace y dando jerarquías de conexión, solo se permite un coordinador por red. El router tiene dos funciones una de ellas es la de comportarse como una estación repetidora o un nodo de enlace de la red, cuando uno o más nodos no se pueden comunicar con el coordinador y necesitan enviar algún tipo de información, otra función de este

¹⁹ "ZigBee®" Disponible en: <http://www.digi.com/technology/rf-articles/wireless-zigbee.jsp>. Citado en: 5/05/11

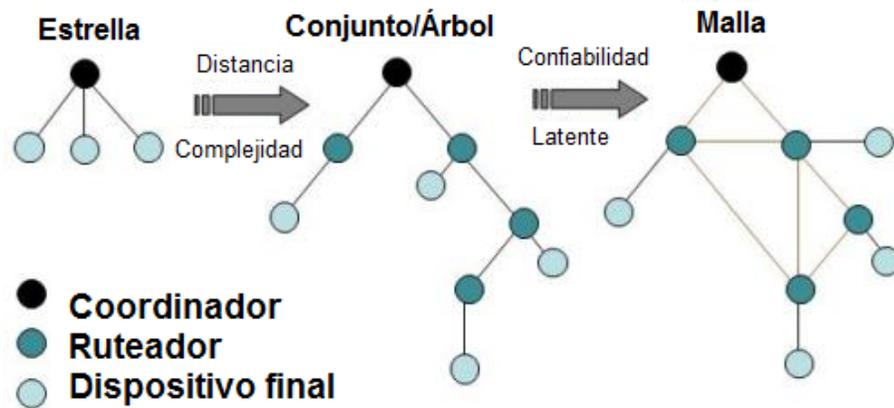
es enviarle datos de información. Por último el dispositivo final solo tiene la labor de enviar los datos que el posea en su memoria.

Figura 8. Protocolo 802.15.4 y el aporte de ZigBee®



Fuente: ZigBee y el estándar IEEE802.15.4. http://www.dea.icai.upco.es/sadot/Comunicaciones/avanzadas/Alberto_Gasc%C3%B3n_Zigbee%20y%20el%20Est%C3%A1ndar%20IEEE%20802.15.4.pdf. Citado en: 6/06/11

Figura 9. Topologías compatibles con ZigBee®



Fuente: Topologías de red WSN. <http://wirelessnetworkproyecto.blogspot.com/2010/07/topologias-de-red-wsn.html>. Citado en: 6/06/11

Conociendo ahora tres diferentes tecnologías, con las que se pueden crear una red de sensores inalámbricos, se seleccionó la tecnología ZigBee, ya que permite que la red sea segura, más que Bluetooth, además que esta misma es económica y me permite una red mayor de 8 dispositivos, que es la que permite Bluetooth²⁰.

4.1.5 Telemedicina. La telemedicina es un sistema integral y completo de suministro de atención en salud a distancia, esto es posible a través de los sistemas de información y comunicación, entre personas separadas geográficamente y debe cumplir ciertos estándares que aseguren el establecimiento de un buen consejo médico, opinión, diagnóstico o recomendación de tratamiento sin la presencia física del paciente examinado²¹.

Las prácticas de la telemedicina se pueden dividir en 3 grupos²²:

²⁰ "EL ZUMBIDO DE LAS ABEJAS, ZIGBEE". Disponible en: <http://www.domodesk.com/content.aspx?co=97&t=21&c=47>. Citado en: 20/06/11

²¹ "QUÉ ES LA TELEMEDICINA". Disponible en: <http://telemedicina-linkpd.blogspot.com/2009/03/que-es-la-telemedicina.html>. Citado en: 8/10/11

²² "TELEMEDICINA Y TELERRADIOLOGÍA". Disponible en: http://www.compumedicina.com/software/tut_070800.htm. Citado en: 8/10/11

- **Prácticas con video-conferencia:** Esta hace posible una consulta médica sin importar la distancia que separe al paciente del médico, sumamente útil cuando el contacto paciente-médico no es fundamental. Igualmente en este grupo se encuentra la cirugía guiada, en donde un cirujano es guiado o supervisado por un profesional con mayor experiencia.
- **Telecirugía:** Dentro de este grupo también se puede hablar de cirugía guiada, pero más aun de la telerrobótica, la cual se encuentra en estado experimental con algunos casos de éxito, en donde un robot con precisión quirúrgica es manejado por un cirujano a distancia.
- **Telerradiología y teleimagenología:** Es una de las modalidades de la telemedicina que más éxito ha tenido, en la cual se envían imágenes medicas, como radiografías, tomografías entre otras son transmitidas a un especialista para la valoración de estas, sin tener que movilizarse hacia donde este se encuentra.

5. DESARROLLO INGENIERIL

De acuerdo con los objetivos propuestos, a continuación se describen los desarrollos realizados para alcanzar los mismos.

5.1 ANÁLISIS DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA²³.

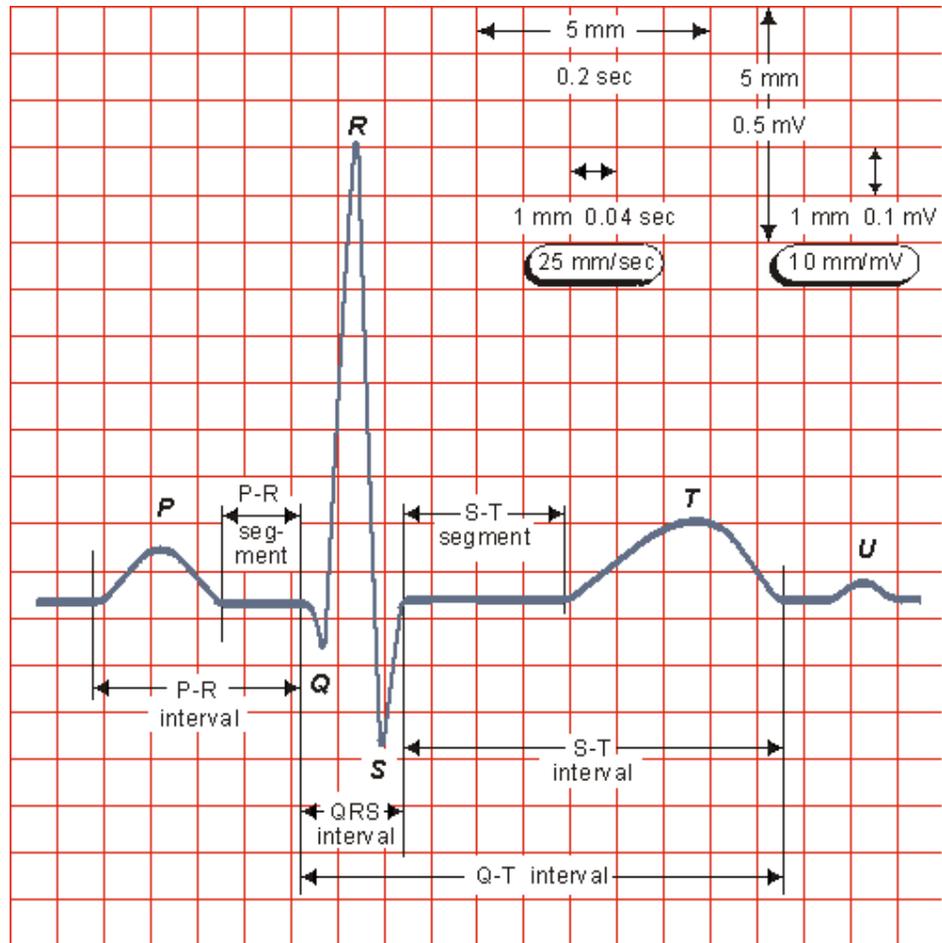
La señal electrocardiográfica o ECG es la señal que se captura de los latidos del corazón; esta es una de las señales electrofisiológicas comúnmente medida en diagnósticos médicos, para el cuidado de los pacientes. El corazón es un órgano esencial que está hecho de musculo, cada vez que este se contrae durante el ciclo de bombeo cardíaco, generando un campo eléctrico espacio-temporal a través del conductor de volumen anatómicamente complejo del tórax y la piel del abdomen, donde la diferencia espacio-temporal puede ser medida. La amplitud y la forma de onda del ECG dependen de donde se coloquen el par de electrodos de medición sobre la superficie de la piel.

El corazón hace contracción y retracción haciendo que la sangre circule por todo el cuerpo, durante este proceso actúan las aurículas y ventrículas. Estos movimientos se interpretan en el electrocardiograma con las ondas P, Q, R, S y T; la unión de estas ondas forman complejos y segmentos como se puede ver en la Figura 10.

De esta forma se puede interpretar cada una de las ondas como: la onda P es la despolarización o contracción auricular, esta onda es redonda y no debe exceder los 0,10s de ancho y 0,25mV de amplitud, continuando hacia el intervalo PQ, representa el inicio de la despolarización auricular hasta el inicio de la despolarización ventricular es medido en tiempo de hasta 0,20s; la onda Q es la primera onda negativa del complejo QRS, con un tiempo no mayor a 0,03s.

²³ "ELECTROCARDIOGRAFÍA: TÉCNICA DE INTERPRETACIÓN BÁSICA". Disponible en: http://www.spapex.es/pdf/taller_ekg.pdf. Citado: 2/02/11

Figura 10. Señal ECG.



Tomado de: http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html

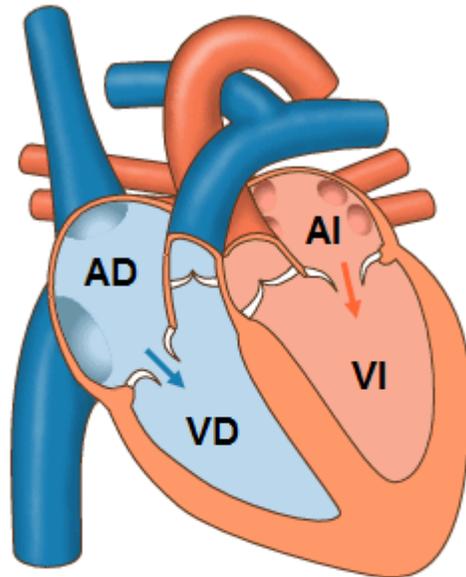
Luego viene una deflexión positiva llamada onda R dentro del mismo complejo QRS, seguida de la onda S esta es la segunda onda negativa del complejo; todo el complejo no debe tener más de 0,10s, el final de esta onda es el inicio del segmento ST, donde se sabe que la despolarización da paso a la repolarización ventricular, suele tener una deflexión no mayor a 0,1mV; la onda T es positiva y muestra la relajación del corazón o repolarización de las ventrículas teniendo una amplitud máxima de 0,5mV y un tiempo no mayor 0,25s. Esta interpretación está basada en la lectura de un ECG de un solo canal.

Resumiendo un poco la función del corazón, este permite que la sangre circule por todo el cuerpo llevando oxígeno a los órganos y reoxigenando la sangre para así continuar el ciclo, en la Figura 11, se puede observar como está conformado el corazón, este posee cuatro cavidades llamadas aurículas y ventrículas ubicadas en la parte superior e inferior respectivamente, y con separaciones derecha e izquierda.

La parte derecha del corazón se encarga de la sangre con poco oxígeno y la parte izquierda de la sangre oxigenada para su posterior irrigación por el cuerpo; es decir a la aurícula derecha (AD) llega la sangre del cuerpo, este se contrae para enviarle la sangre al ventrículo derecho (VD), luego AD entra en un periodo de relajación donde recibe más sangre y VD se contrae para enviar sangre a los pulmones donde se oxigena. Esta sangre oxigenada pasa a la aurícula izquierda (AI), luego de esto se contrae para enviarlo al ventrículo izquierdo (VI) encargado de enviarle la sangre oxigenada al cuerpo. Las contracciones auriculares suceden al mismo tiempo, seguido de una relajación, en ese momento se contraen las ventrículas, donde se cumple un ciclo que es repetitivo.

Una vez recopiladas las características básicas de la señal electrocardiográfica es posible determinar cómo parámetros mínimos a tener en cuenta en el diseño del prototipo los siguientes: Se debe diseñar un sistema que este en capacidad de tomar muestras de una señal continua y el voltaje de referencia para calcular la ganancia del sistema es de 0.25 mV el cual es el voltaje mínimo de la señal.

Figura 11. El Corazón



AD: Aurícula Derecha
AI: Aurícula Izquierda
VD: Ventrículo Derecho
VI: Ventrículo Izquierdo

Tomado de: http://www.texasheartinstitute.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm

5.2 DISEÑO DE LA ADQUISICIÓN, PROCESAMIENTO Y TRANSMISIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA UTILIZANDO REDES DE SENSORES INALÁMBRICAS

En este capítulo se mencionaran aspectos principales del proyecto. Se divide en 3 partes: en la primera se relacionaran los diferentes tipos de adquisición de la señal, en la segunda el procesamiento de la señal análoga adquirida y por último la comunicación entre las partes de procesamiento y comunicación inalámbrica. La Figura 12, muestra gráficamente lo anteriormente dicho.

Figura 12. Diagrama de bloques general del proceso de la señal ECG.



Fuente: Autor

5.2.1 Adquisición. En 4.1.1 se explica la señal ECG, allí damos cuenta que la señal electrocardiográfica tiene un voltaje mínimo de 0.25mV, es por ello que existen diferentes elementos electrónicos para dicha adquisición. En este proyecto se realizaron diferentes pruebas citadas en 5.2.1.3 para obtener el circuito más adecuado e implementarlo.

5.2.1.1 Amplificador de instrumentación INA333. Este amplificador desarrollado por Texas Instruments está diseñado con amplificadores operacionales internos en configuración diferencial, es decir que se restan las dos señales que entran a este y luego se multiplican por el factor de ganancia (ver Figura 13).

Para conocer el valor de la resistencia de ganancia R_G , se toma en cuenta la formula dada en la hoja de datos del INA333.

$$G = 1 + \left(\frac{100k\Omega}{R_G} \right)$$

5.2.1.2 Amplificador biopotencial para ECG, ADS1298. En el proceso de obtener el mejor integrado para el desarrollo del electrocardiógrafo, se encontró el ADS1298 de Texas Instruments. Este es un integrado muy completo para diferentes equipos de medición de señales biomédicas, como lo son ECG, EEG, EMG y ECG fetal. Como se ve en la Figura 14, este integrado tiene 64 pines que

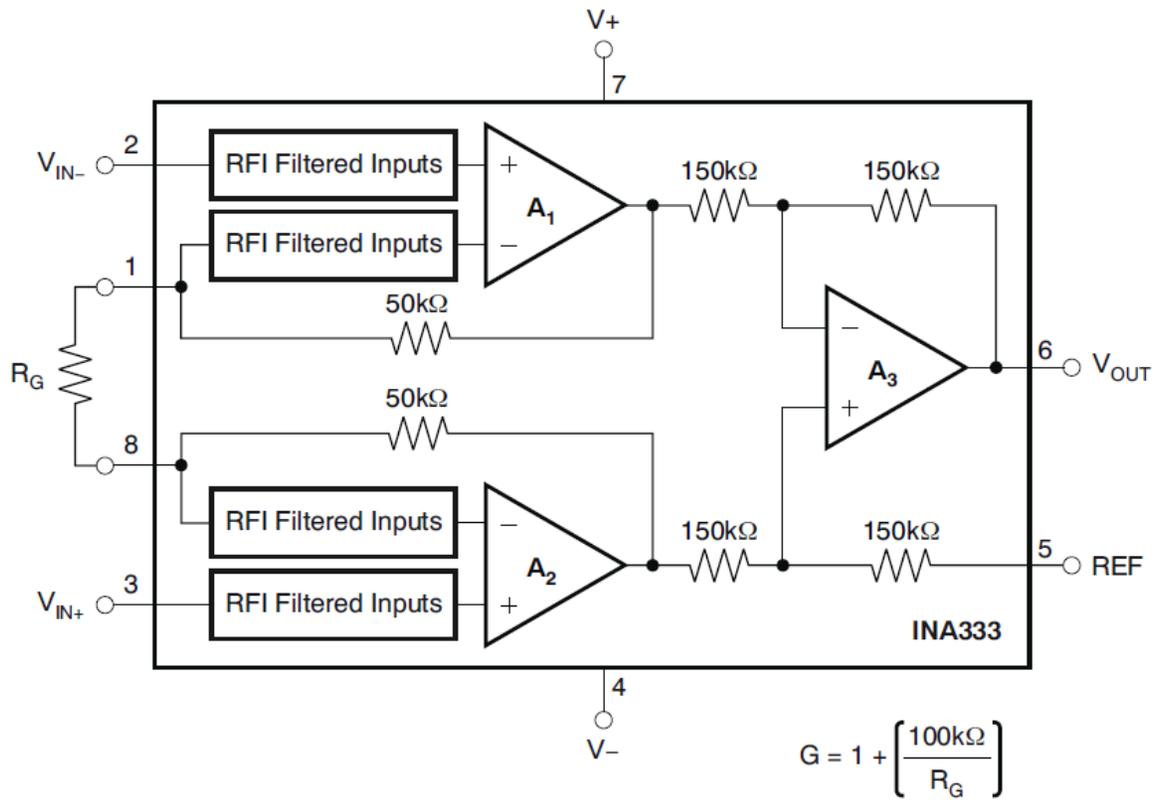
lo conforman, internamente está dividido en dos partes, una análoga y otra digital; la primera de ellas es la encargada de amplificar las señales biomédicas dejando una señal limpia para la conversión análoga-digital, esta conversión se hace en la segunda parte mencionada, la conversión se hace a 24 bits, estos datos pasan a la interface SPI (Serial Peripheral Interface ó Interface Periférica Serial). Este protocolo funciona con un reloj maestro síncrono, el cual esta interno en el ADS1298.

16 de los pines son las entradas análogas de las señales biomédicas, las cuales se dividen en 8 canales. La alimentación de este integrado está conformada por 2 partes, una análoga y la otra digital; estas fuentes son individuales la primera es $0 < AVDD < 5.5V$ y la segunda es $0 < DVDD < 3.9V$.

La conformación interna de este dispositivo, muestra la complejidad de este mismo, en la Figura 15, es posible ver cómo van unidos todas las partes internas y el sentido de vía que tiene cada uno de los pines. Esto hace posible entender mejor la estructura de programación que se debe hacer, para poder obtener los datos del ADS1298.

Pero no es posible encontrar suficiente información como guía de soporte para trabajar con este integrado debido a su complejidad. En la hoja de datos del ADS1298, se puede ver cuál es el estado inicial, con el que se puede empezar a trabajar. Teniendo en cuenta lo dicho anteriormente y el circuito de la Figura 16, se obtiene un electrocardiógrafo, dicho teóricamente siguiendo las indicaciones del foro uqe se ha creado para este integrado; puesto que al realizar el montaje y observar la señal en el osciloscopio, no se obtuvieron datos. La Figura 17 muestra dicho circuito implementado en baquela.

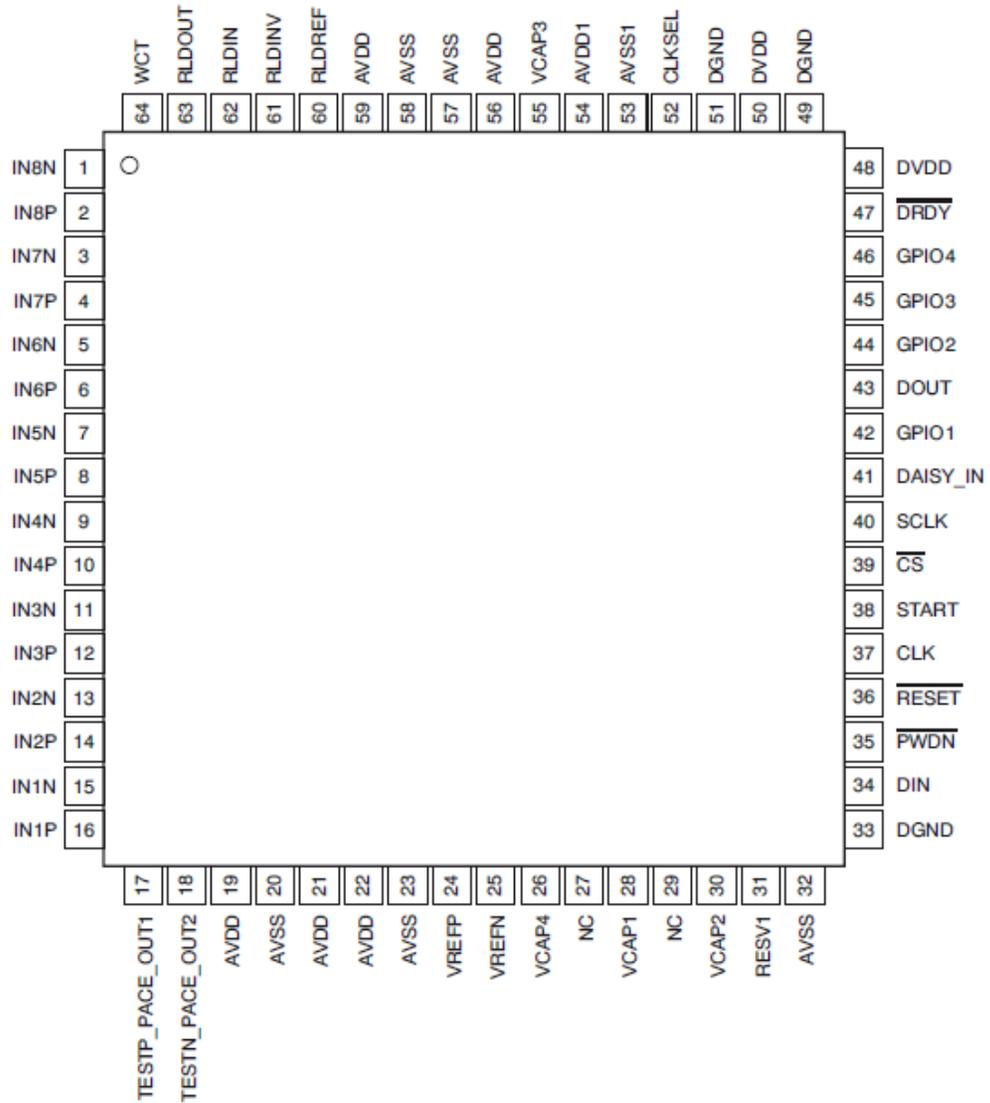
Figura 13. Amplificador de instrumentación INA333 y formula para hallar R_G



Fuente: Micro-Power (50μA), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier

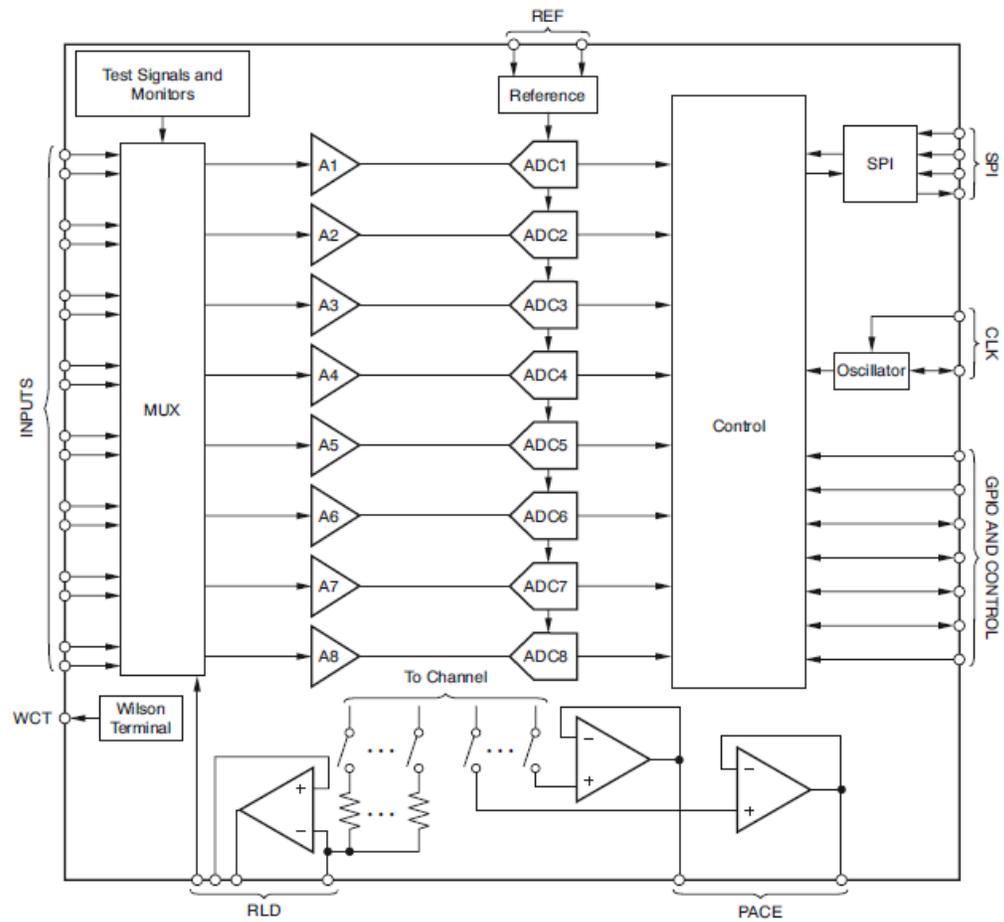
<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina333.html>

Figura 14. Diagrama de pines ADS1298



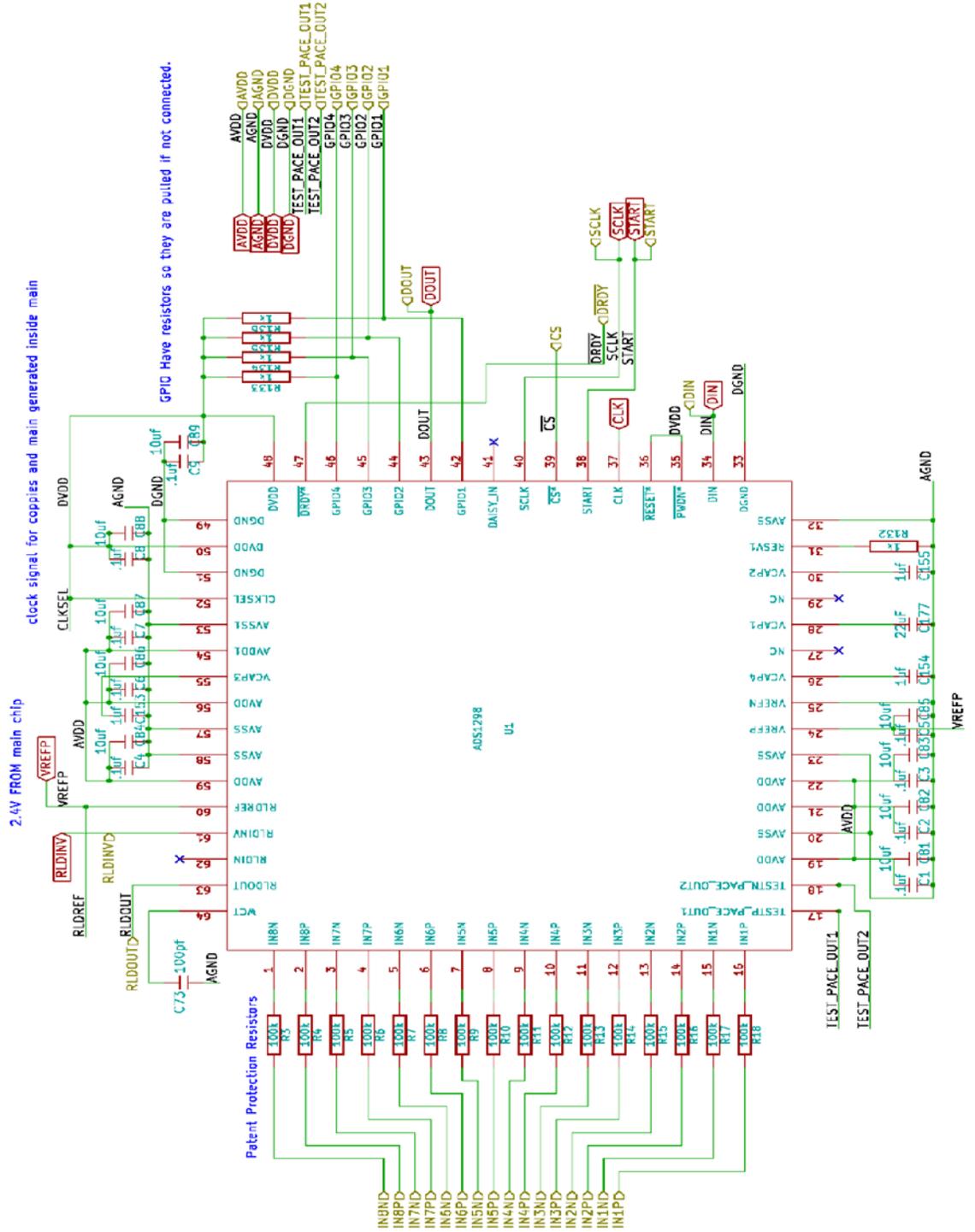
Fuente: Low-power, 8-channel, 24-bit analog front-end for biopotential measurements.
<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ads1298.html>

Figura 15. Diagrama interno del ADS1298



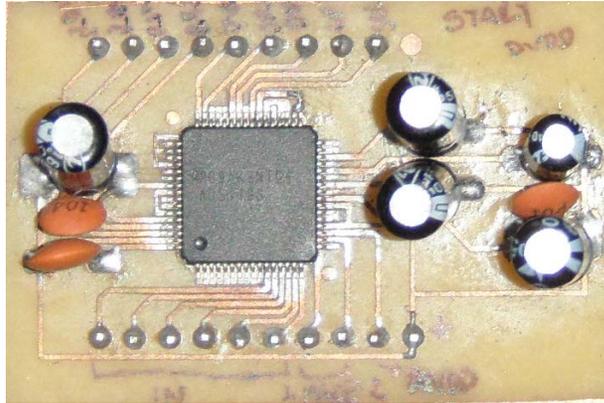
Fuente: Low-power, 8-channel, 24-bit analog front-end for biopotential measurements.
<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ads1298.html>

Figura 16. Circuito propuesto por el autor del foro para el ADS1298



Fuente: Precision data converters. http://e2e.ti.com/support/data_converters/precision_data_converters/f/73/p/55907/198417.aspx

Figura 17. Circuito propuesto por el autor del foro implementado



Fuente: Autor

5.2.1.3 Diseño del electrocardiógrafo a implementar. Conociendo que el INA333 y dispositivos similares, son utilizados para amplificar de señales bajo voltaje, se procedió a buscar circuitos que se relacionen a la electrocardiografía.

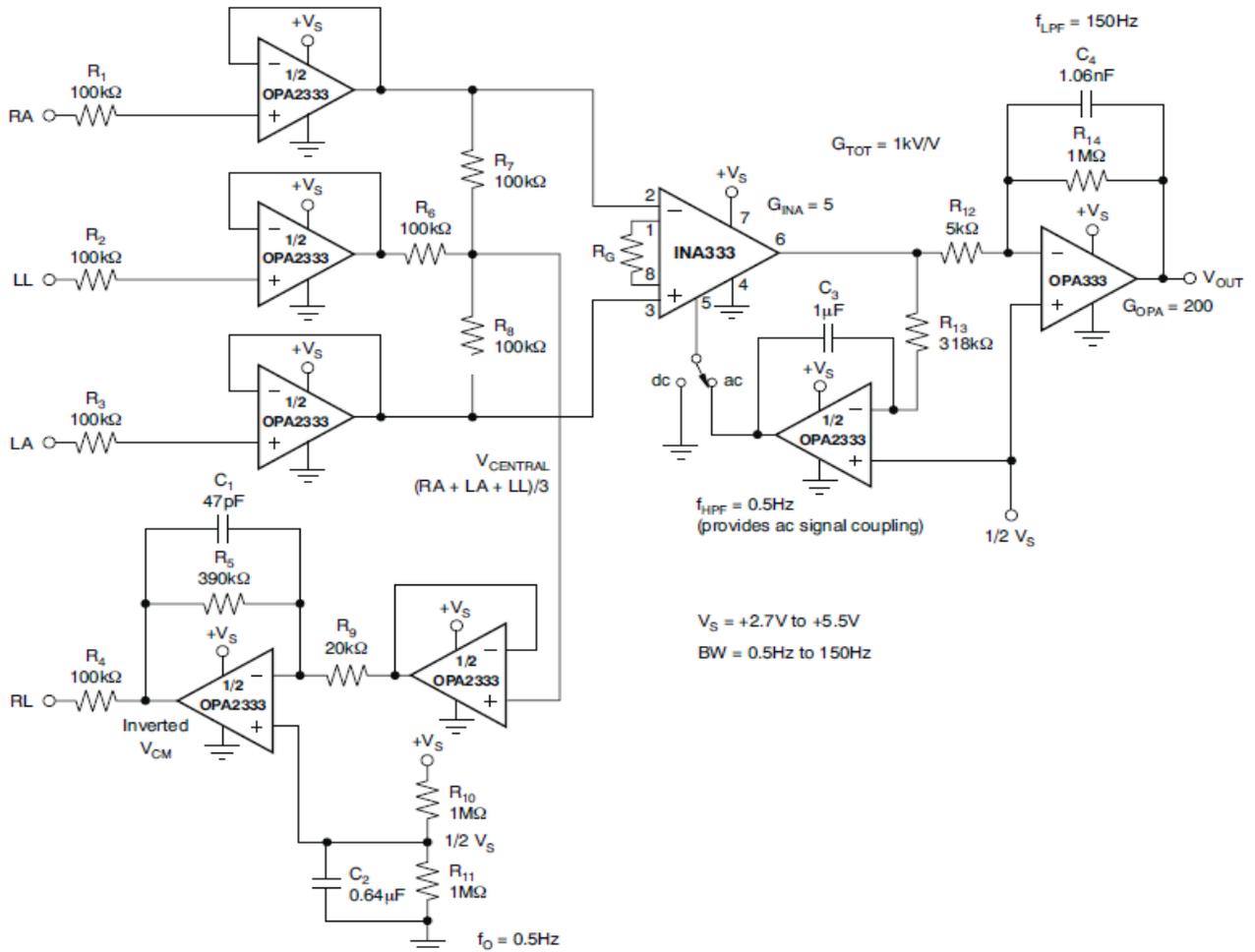
Dentro de la hoja de datos del INA333, hay un diseño propuesto visto en la Figura 18. Este circuito utiliza 4 electrodos, conectados a las extremidades, ubicados de la siguiente forma: brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA), pierna derecha (RL) y pierna izquierda (LL). Entre RA, LA y LL se forma el triángulo de Einthoven, el resultado de la salida de estas señales se retroalimenta por RL, haciendo igualmente que el circuito cierre el ciclo. De esta forma se garantiza habrá poca perturbación en la señal debido al ruido externo y que el cuerpo pueda generar.

Luego de esto las señales de RA y LA, entran al amplificador de instrumentación por negativo (-) y positivo (+) respectivamente, lo cual hace que la diferencia de tensiones de las señales, genere una sola señal la cual se observa a la salida del amplificador con su ganancia respectiva, en este punto es posible ver una señal ECG. Sin embargo, esta señal sirve como portadora para el ruido que se alcanza a filtrar en la amplificación y además de otras señales del cuerpo. Para ello es

necesario filtrar dicha salida, dejando solo pasar frecuencias hasta los 150Hz; dicho filtro lo conforma la resistencia de 1 MΩ y el condensador de 1,06 nF.

Otro circuito que fue evaluado (ver Figura 19), tiene características similares al anterior, pero en este caso solo se utilizan las señales RA, LA y LL. La retroalimentación está conectada a la mitad de la resistencia de ganancia, ya que por esta resistencia pasa una tensión dada por las entradas en diferencia. El filtro que este tiene es un pasa-altos, que está conectado entre la salida y la referencia del integrado, haciendo está más confiable en el monitoreo de la señal.

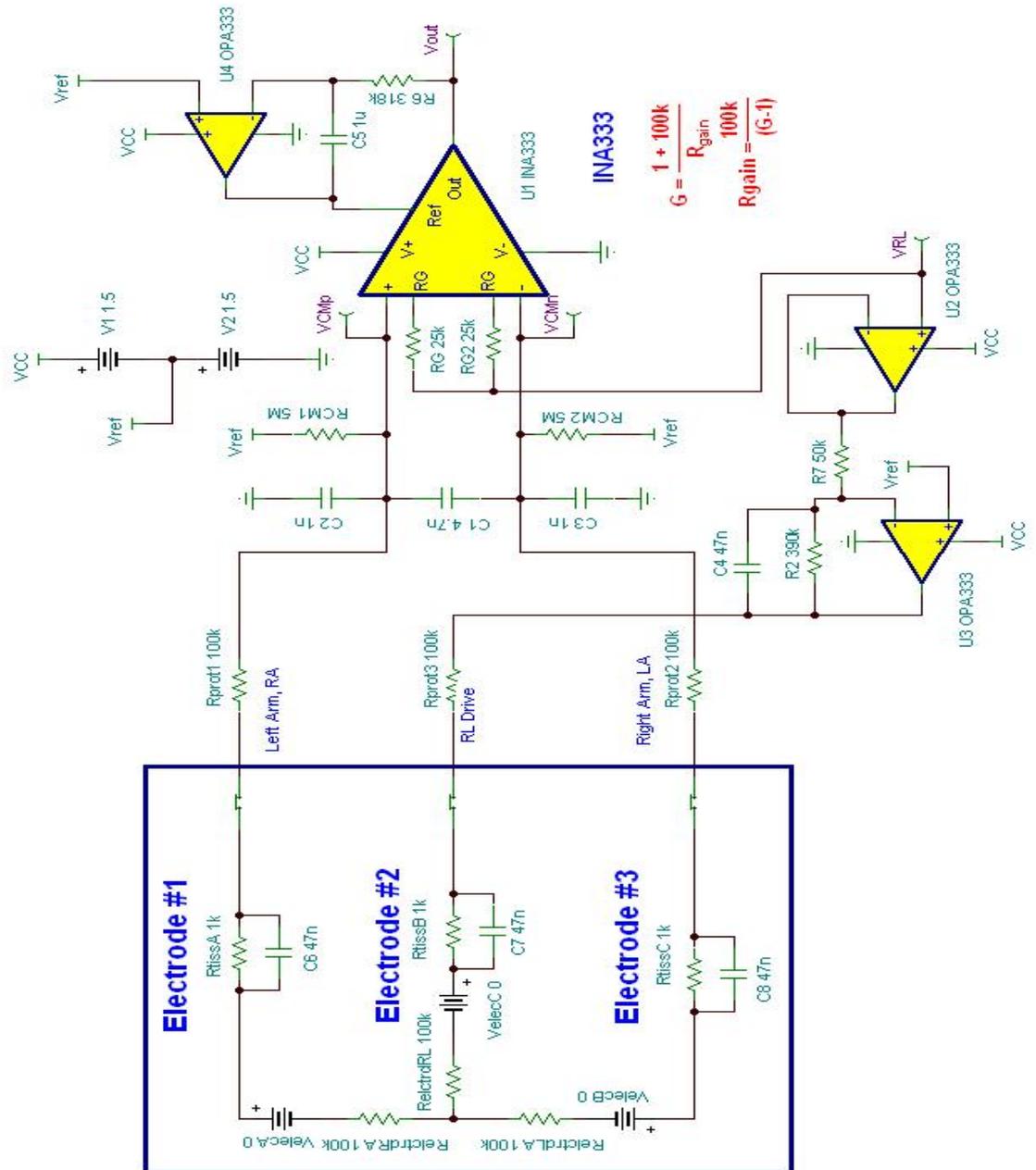
Figura 18. Electrocardiógrafo propuesto del INA333



Fuente: Micro-Power (50μA), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier

<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina333.html>

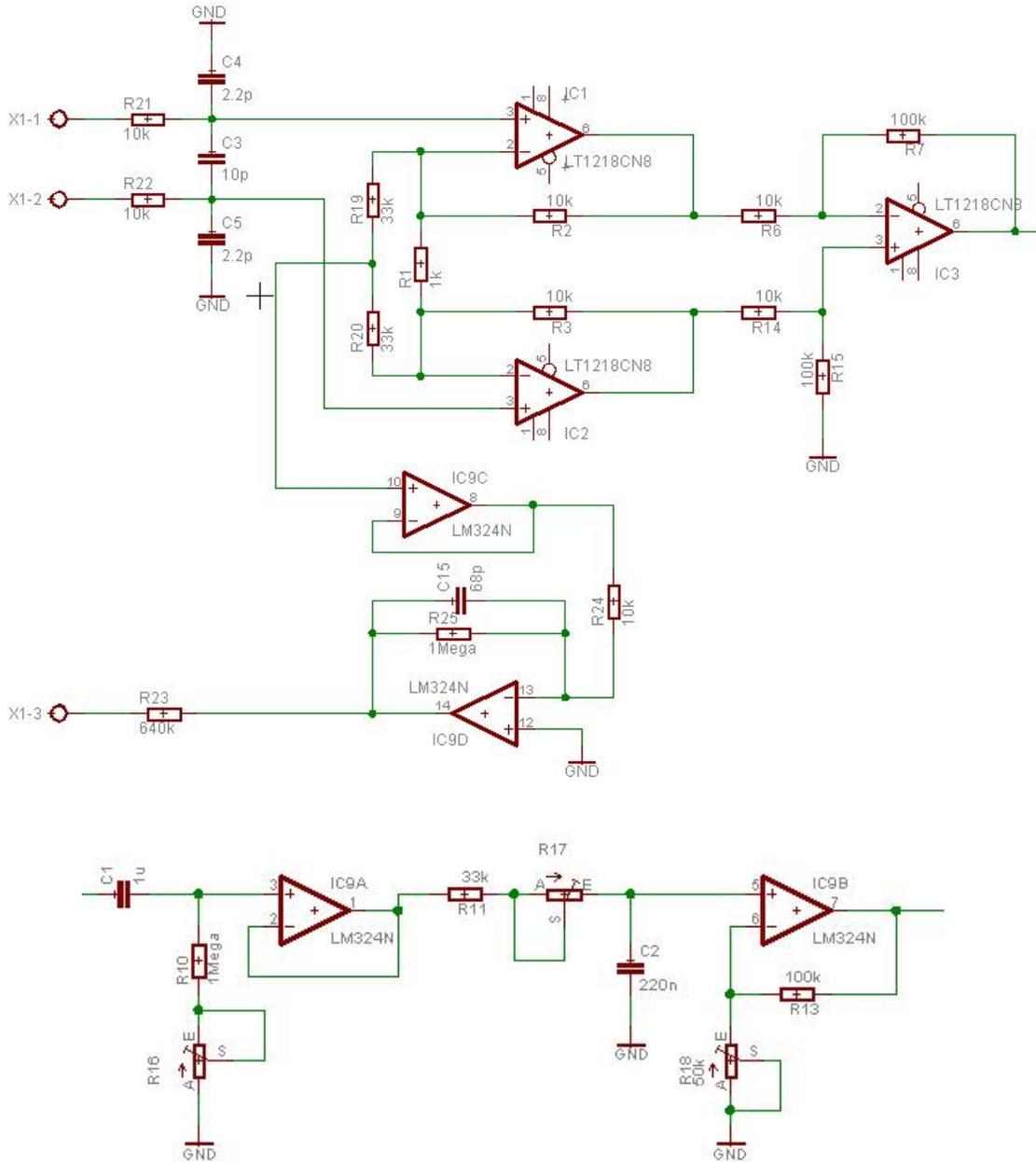
Figura 19. Electrocardiógrafo con INA333



Fuente: Precision amplifiers. http://e2e.ti.com/support/amplifiers/precision_amplifiers/f/14/p/347/1469.aspx?PageIndex=2

Por último se evaluó un tercer circuito, ya que los dos anteriores mencionados, no dieron los resultados esperados, teórica y analíticamente deberían haber funcionado. Como se puede ver en la Figura 20, el circuito es muy similar a los anteriores, y a muchos otros que se proponen en internet. El filtraje de la señal de dicho circuito se hace en 2 etapas, la primera de ellas es el filtro pasa-altos, cuya frecuencia de corte (F_c) es hallada con la ecuación $F_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot R \cdot C)$, resultando $F_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot R_{10} \cdot C_1) = 1/(2 \cdot \pi \cdot 1M\Omega \cdot 1\mu F) = 0.16\text{Hz}$. El filtro pasa-bajos se halla con la misma ecuación, dando $F_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot R_{11} \cdot C_2) = 1/(2 \cdot \pi \cdot 33k\Omega \cdot 220nF) = 21.9\text{Hz}$, esta frecuencia de corte es muy baja para la señal ECG, la cual debe tener una F_c mínima de 150Hz.

Figura 20. Diseño electrocardiógrafo de referencia y filtros de salida



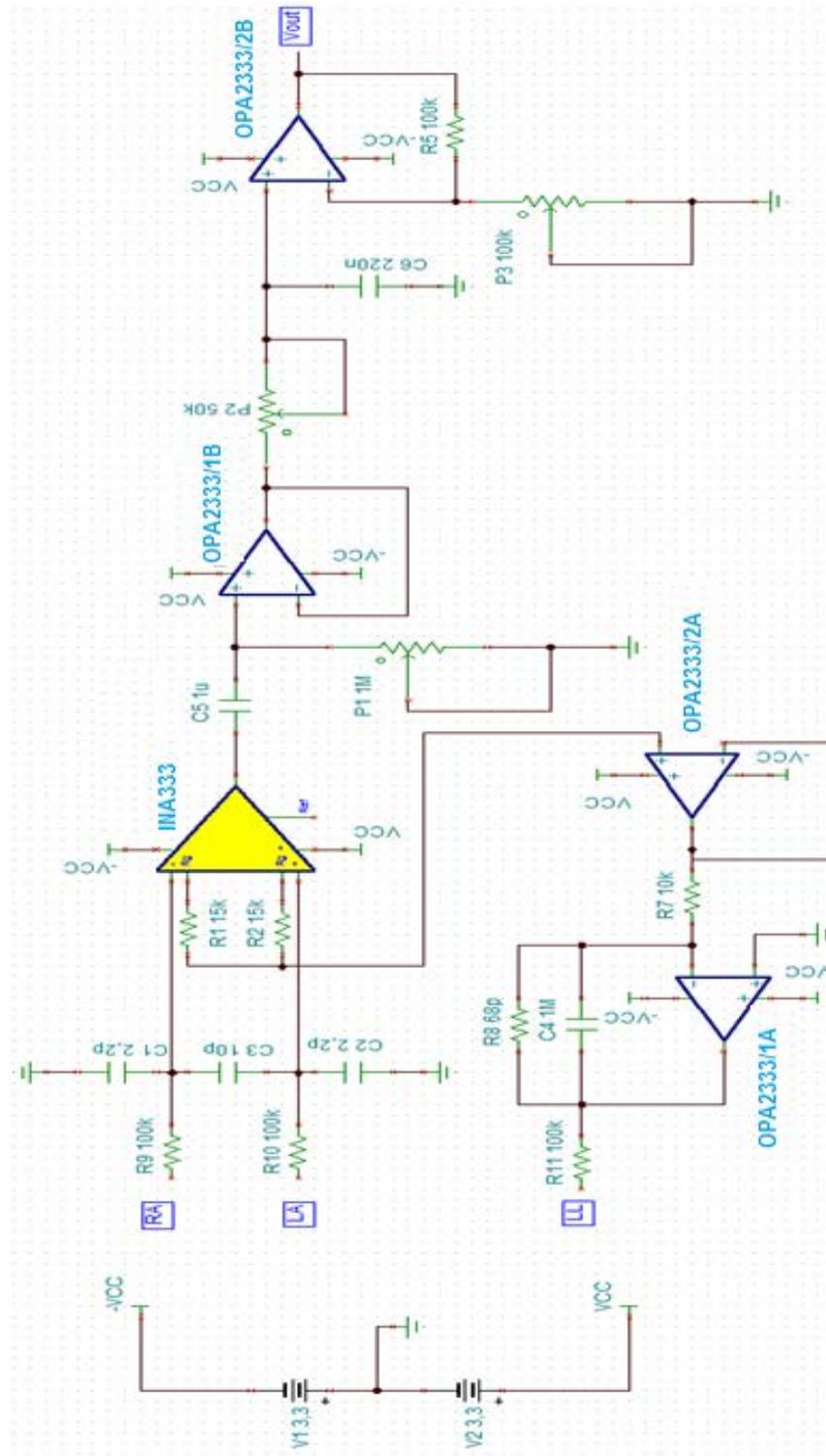
Fuente: ECG analyser. http://www.laurentkneip.de/ECG_analyser.html

Las diferencias encontradas con los anteriores circuitos, fueron en la retroalimentación y el filtraje de la señal de salida. Tomando este circuito, se rediseño haciendo algunos cambios, para cumplir como el objetivo del proyecto.

Cambiando el amplificador de instrumentación conformado por IC1, IC2 e IC3, por el amplificador INA333, optimizando así el tamaño del circuito. El diseño final y el circuito elegido para el desarrollo de este proyecto se ven en la Figura 21. Allí se pueden ver 3 resistencias variables (P1, P2, P3). P1 hace parte de un filtro pasa-alto, con $F_c=1\text{Hz}$ y conociendo el condensador (C5) es posible hallar el valor de P1 despejando la ecuación F_c , dando como resultado $P1=1/(2*\pi*F_c*C5) = 1/(2*\pi*1\text{Hz}*1\mu\text{F}) = \pm 160\text{k}\Omega$.

Luego esta P2, parte del filtro pasa-bajos, con frecuencia de corte de 150Hz; utilizando la misma ecuación con la que se obtuvo P1 se halla P2, teniendo en cuenta C6, entonces $P2=1/(2*\pi*F_c*C6) = 1/(2*\pi*150\text{Hz}*220\text{nF}) = \pm 5\text{k}\Omega$. La salida de este filtro es amplificada por la configuración no inversora del amplificador operacional, con la ecuación $G=1+R2/R1$, se puede saber la ganancia ó el número de veces que la señal es amplificada. Dicho amplificador tiene $G=10$.

Figura 21. Circuito electrocardiógrafo elegido



Fuente: Autor

5.2.2 Procesamiento de la señal ECG. Esta etapa es fundamental en el proyecto, ya que la señal análoga que se obtiene del electrocardiógrafo debe ser tratada para poder ser transmitida por la red inalámbrica.

5.2.2.1 Selección del microcontrolador. Para este caso se necesita de un dispositivo capaz de convertir las señales análogas en digitales (A/D) y posteriormente enviarlas por el módulo USART (universal synchronous asynchronous receiver transmitter – transmisor-receptor síncrono-asíncrono universal). El dispositivo apto para este proceso es un microcontrolador, el cual puede ejecutar procesos en un tiempo muy corto, alrededor de 1 μ S.

Existen diferentes marcas de microcontroladores entre las más conocidas Microchip® y Freescale®, cada una de ellas tiene cientos de tipos de microcontroladores, ya que las aplicaciones varían en miles.

Igualmente se busca que este dispositivo sea lo más pequeño posible, por dos razones importantes, una es la de espacio para el montaje y la otra es para no subutilizar dicho componente. En la Tabla 5, se puede ver una comparación entre algunos de los diferentes microcontroladores disponibles en el mercado colombiano.

Tabla 5. Comparación de microcontroladores

COMPAÑÍA	FREESCALE		ATMEL	MICROCHIP		
MICROCONTROLADOR	MC68HCJK3E	MC68HC908AP	AT89C55	PIC12F1822	PIC12F675	PIC16F1824
# PINES	20	48	40	8	8	14
CONVERSOR A/D	SI	SI	NO	SI	SI	SI
MÓDULO UART	NO	NO	SI	SI	NO	SI
OSCILADOR	EXT	EXT / INT	EXT	EXT / INT	EXT / INT	EXT / INT

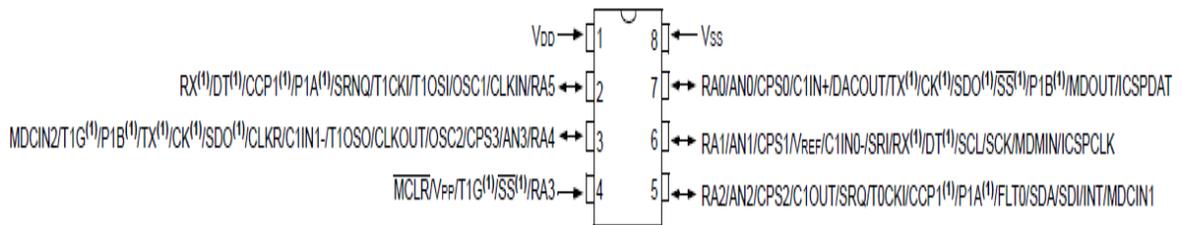
EXT: externo

INT: interno

En esta búsqueda se escogió el microcontrolador PIC12F1822 de la empresa microchip. Dicho dispositivo cumple con los requerimientos deseados, cuenta con los puertos UART y de conversión A/D la cual es de 10 bits y 8 pines físicos.

5.2.2.2 Programación del microcontrolador PIC12F1822. Luego de haber seleccionado el microcontrolador, se procedió a conocer las instrucciones de programación y el orden de los pines del microcontrolador (ver Figura 22), ya con esto se tiene más claro el orden de programación.

Figura 22. Pines PIC12F1822



Note 1: Pin function is selectable via the APFCON register.

Fuente: "PIC12F1822 DATA SHEET" Pg 5. Archivo anexo.

Ahora que se sabe la ubicación de cada pin, se empieza a programar, siguiendo el diagrama de flujo de la Figura 23. Como primer paso se programa el reloj interno, seguido de la configuración de los pines que se van a utilizar, en este caso TX del módulo USART como salida (pin 3), ADC0 del módulo de conversión A/D como entrada (pin 7) y una salida digital como testeo del funcionamiento del programa (pin 5).

Figura 23. Diagrama de flujo del PIC12F1822



Fuente: Autor.

Configuración de los puertos:

CONFRELOJ

```
BANKSEL    OSCCON           ; SELECCIÓN DEL OSCILADOR INT,  
MOVLW    0X6B             ; EN ESTE CASO DE 4MHZ  
MOVWF    OSCCON
```

CONFPUERTOS

```
BANKSEL    PORTA  
CLRF      PORTA  
BANKSEL    TRISA  
BCF       TRISA,2         ; PUERTO A2 COMO SALIDA (PIN 5)  
BSF       TRISA,0         ; PUERTO A0 COMO ENTRADA (PIN 7)  
BANKSEL    APFCON  
BSF       APFCON,7        ; PUERTO A5 COMO RX (PIN 2)  
BSF       APFCON,2        ; PUERTO A4 COMO TX (PIN 3)  
BANKSEL    ANSELA  
BSF       ANSELA,0        ; PUERTO A0 COMO ENTRADA  
; ANALOGA (PIN 7)
```

Luego de esto se configura el módulo A/D para su correcta conversión. De este dato digital resultante de la conversión se toman 8 bits de los 10 convertidos, que se guardan en un registro para que el módulo USART pueda tomarlos y enviarlos. La comunicación serial que se configura es asíncrona con 9600 baudios y un bit de parada.

CONFPROG

```
BANKSEL    ADCON1  
BCF       ADCON1,0  
BCF       ADCON1,1        ; VDD COMO ENTRADA VOLTAJE DE  
; REFERENCIA POSITIVO.  
BSF       ADCON1,4        ; TOMAMOS RC INTERNO COMO RELOJ  
; PARA EL CONVERTOR.  
BSF       ADCON1,5  
BSF       ADCON1,6  
BCF       ADCON1,7        ; LOS 8 BIT DE MAYOR PESO ESTAN EN  
; ADRESH,  
; LOS 2 BIT DE MENOR PESO ESTAN EN  
; ADRESL, SE DESPRECIAN.  
BANKSEL    PIR1
```

```

MOV LW 0XFF
MOV WF DEC1
MOV LW 0X01
MOV WF DEC2

////////////////////////////////////
CONFIGURA
    BANKSEL    ADCON0
    BCF        ADCON0,1
    BCF        ADCON0,2
    BCF        ADCON0,3
    BCF        ADCON0,4
    BCF        ADCON0,5
    BCF        ADCON0,6           ; SELECCIÓN CANAL 0 (A0)
    BSF        ADCON0,0           ; ACTIVACIÓN MÓDULO A/D
    CALL      TIEMPO_1

////////////////////////////////////
    BSF        ADCON0,ADGO       ; INICIAMOS LA CONVERSION.
    BTFSC     ADCON0,ADGO       ; SE PRUEBA SI ESTA LISTA.
    GOTO      $-1               ; NO ESTA LISTA.
    BANKSEL   ADRESH
    MOVF      ADRESH,W          ; SE TOMAN 8 BITS DE MAYOR PESO.
    BANKSEL   PIR1
    MOVWF    REGADC

////////////////////////////////////
    BANKSEL   TXSTA
    MOV LW   0X19
    MOVWF    SPBRGL
    BSF      TXSTA,2
    BSF      TXSTA,5
    BSF      RCSTA,7
    BANKSEL   PIR1
    MOVF      REGADC,W
    BTFSS    PIR1,4
    GOTO     $-1
    BANKSEL   TXREG
    MOVWF    TXREG

```

El proceso de conversión y transmisión toma aproximadamente 100 μ S, debido a ello se pone un retardo de 4 mS, para que el dispositivo que reciba la transmisión tenga el tiempo suficiente para procesarlo y enviarlo por la red inalámbrica.

```
CALL TIEMPO1
;;;;;;;;;;;;;
TIEMPO1
    BANKSEL PIR1
    MOVLW D'4'
    MOVWF DEC3
NIVEL1
    MOVLW D'249'
    MOVWF DEC4
NIVEL2
    NOP
    DECFSZ DEC4,1
    GOTO NIVEL2
    DECFSZ DEC3,1
    GOTO NIVEL1
    RETURN
```

5.2.3 Diseño de la WSN. Puesto que sobre esta red solo se van a transmitir datos, que no necesitan de una alta tasa de transmisión, se eligió implementar la tecnología ZigBee® como protocolo de la red inalámbrica.

5.2.3.1 Selección del módulo inalámbrico. En el mercado existen diferentes tipos de módulos inalámbricos. Entre se buscaron los más apropiados para el proyecto en cuanto a tamaño, versatilidad y costos. En la Tabla 6, se detallan los parámetros generales de los dispositivos más destacados.

Tabla 6. Comparación de módulos inalámbricos

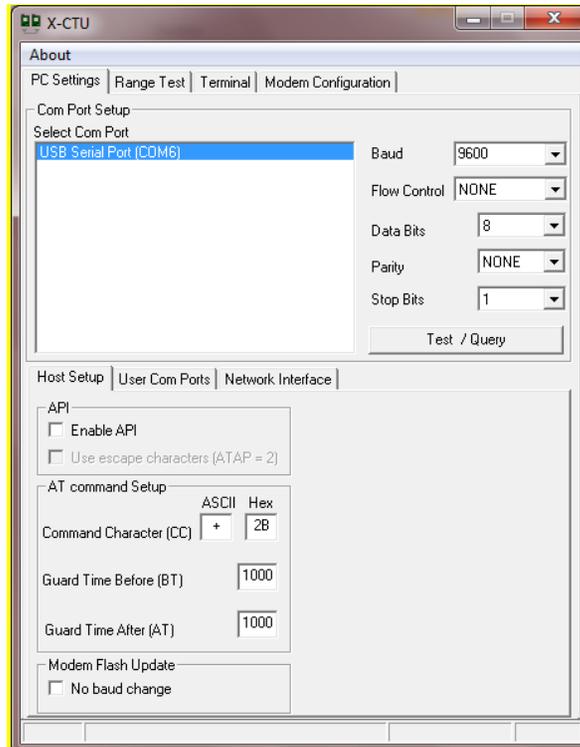
NODOS	MICAz	Xbee	MRF24J40MA (MICROCHIP)
ALCANCE (LINEA DE VISTA)	100m	120 m	120 m
ALCANCE (INTERIOR)	20 m	40 m	25 m
TASA DE TRANSFERENCIA	250 kbps	250 kbps	250 kbps
SENSIBILIDAD RECEPTOR	-94 dBm	-96 dBm	-94 dBm
VOLTAJE DE OPERACIÓN	3,3 v	3,3 v	3,3 v
CORRIENTE RX	19,7 mA	40 mA	19 mA
CORRIENTE TX	17,4 mA	40 mA	23 mA
CORRIENTE EN DESCANSO	1 μ A	1 μ A	2 μ A

Sin embargo, existen otras empresas las cuales utilizan módulos inalámbricos, ya existentes y realizan redes de sensores inalámbricas, como es el caso de Libelium® con su marca Waspote®, en la cual trabajan con los XBee®, para la comunicación de sus datos. Es por esta razón que esta marca no se encuentra en lista.

Los 3 módulos que se comparan son muy similares, la única diferencia es el mercado que en Colombia se maneja. Es por esta sencilla razón que se eligió XBee como módulo para la red inalámbrica del proyecto; puesto que los otros módulos debían ser importados.

5.2.3.2 Programación de los módulos XBee. Los módulos XBee son versátiles a la hora de programarlos, puesto que la empresa que los fabrica, diseño un software libre llamado X-CTU; el cual le permite al usuario interactuar fácilmente con dichos módulos, en la Figura 24 se observa la pestaña de inicio del X-CTU.

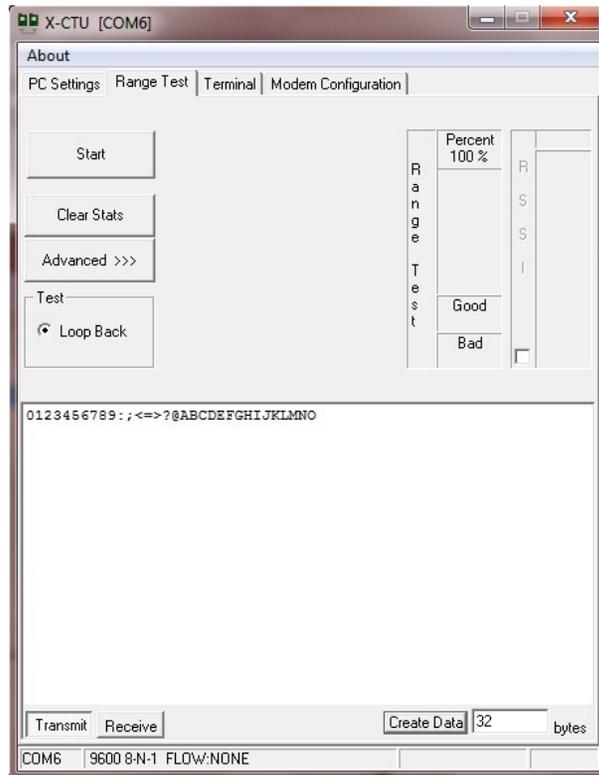
Figura 24. Configuración del PC con X-CTU



Fuente: Creado por el autor a partir del software X-CTU

En la primera pestaña (*PC SETTINGS*) se selecciona el puerto USB la cual está conectado alguno de los módulos XBEE, igualmente se puede hacer un testeo de la tasa de transmisión de datos, con el cual se van a comunicar los XBEE. Seleccionando la pestaña *RANGE TEST*, Figura 25; en esta se comprueba la comunicación entre dos módulos haciendo una retroalimentación con el módulo distante.

Figura 25. Prueba de rango en el X-CTU

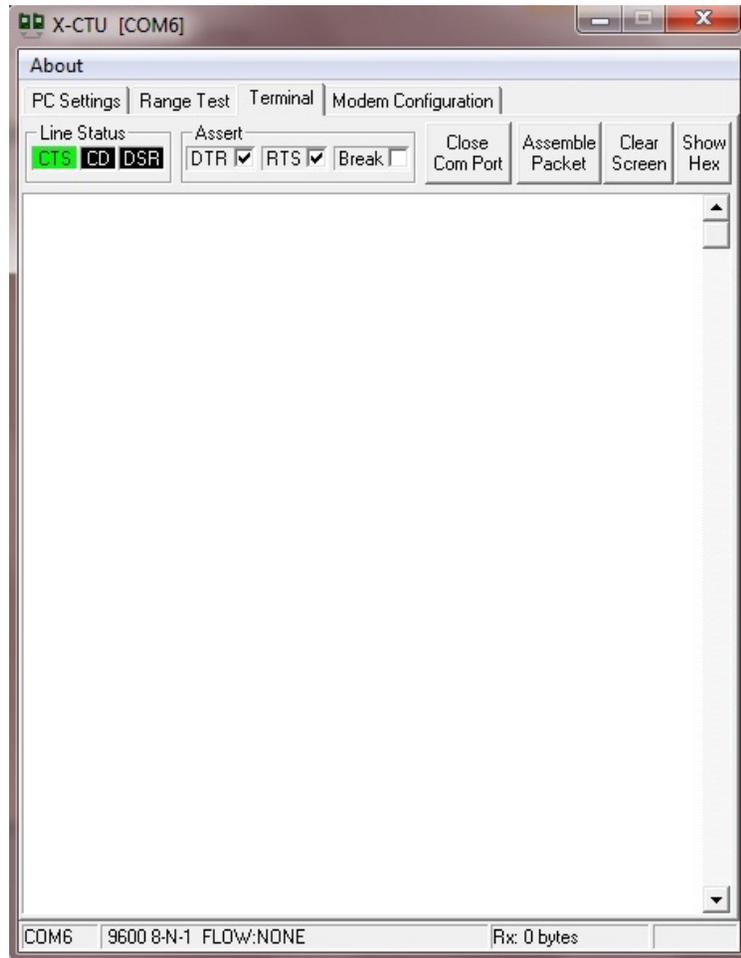


Fuente: Creado por el autor a partir del software X-CTU

En la pestaña *TERMINAL*, se ven los datos que se reciben de la comunicación inalámbrica de estos módulos, este funciona igual que el hyperterminal del sistema operativo Windows. Por medio de este, también es posible leer y programar los módulos. (Ver Figura 26)

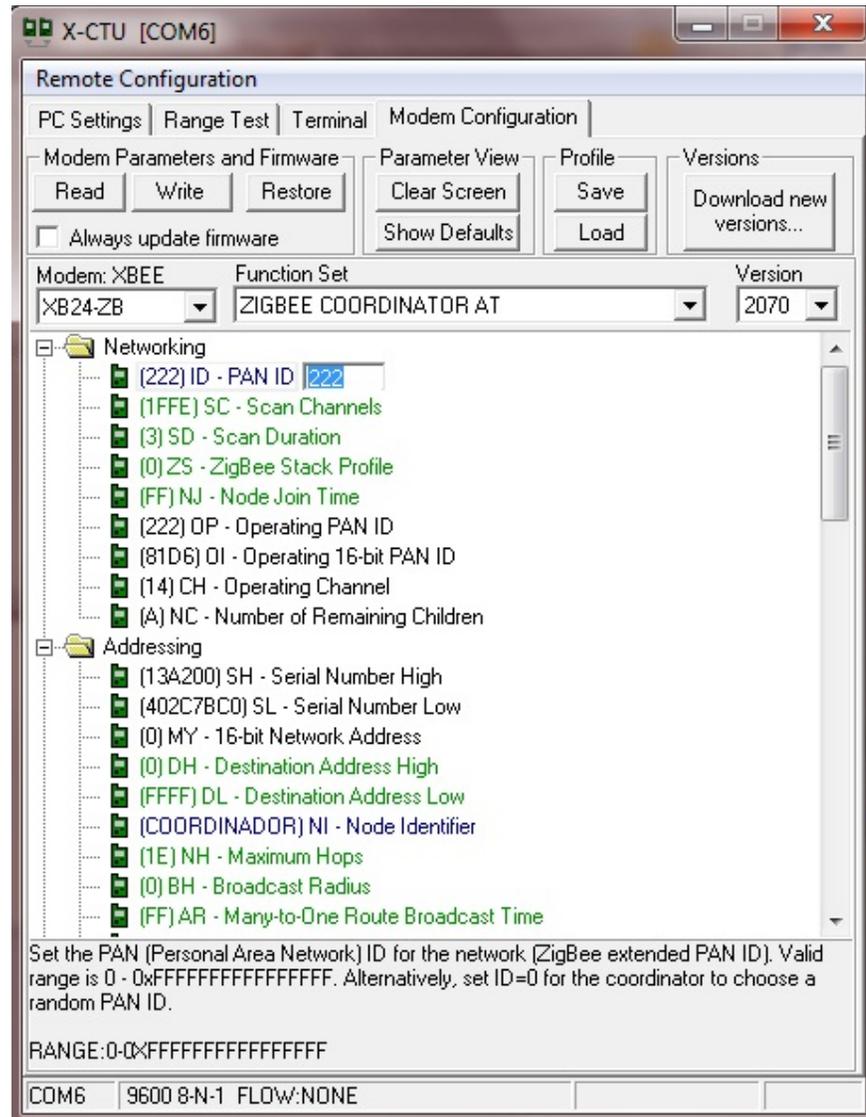
Finalmente en la Figura 27, se puede ver la pestaña *MODEM CONFIGURATION*, allí es donde se accede a toda la información contenida en cada uno de los módulos y así mismo poder cambiar las configuraciones de dichos módulos, dependiendo de lo que se requiera en la comunicación inalámbrica; cambiando parámetros como el PAN ID (Personal area network identification – identificación de una red de área personal) de la comunicación y las señalizaciones de cada módulos.

Figura 26. Hyperterminal del X-CTU



Fuente: Creado por el autor a partir del software X-CTU

Figura 27. Configuración de modem con X-CTU



Fuente: Creado por el autor a partir del software X-CTU

5.2.3.3 Pruebas de comunicación de los módulos XBee. En este proyecto se maneja una pequeña red de 2 nodos y 1 coordinador. En este ítem se mencionaran las pruebas realizadas en la red y así conocer la mejor configuración de los módulos y obteniendo la mayor eficiencia de ellos.

La primera prueba consistió en configurar un enlace 1 a 1, entre uno de los nodos y el coordinador. Siguiendo las sugerencias de la hoja de datos de los módulos XBee²⁴, cada uno fue programado con las direcciones altas (DH), direcciones bajas (DL) y el identificador (ID) correspondientes del módulo con el cual se va a comunicar, como se ve en la Tabla 7.

Tabla 7. Configuración de módulos para comunicación uno a uno.

	COORDINADOR	NODO 1
PAN ID	321	321
DH	13A200	13A200
DL	403D8713	402C7BC0
<p>DH: dirección de destino alta. DL: dirección de destino baja. PAN ID: identificación de la red de área personal.</p>		

Fuente: Creado por el autor para pruebas respectivas.

Esta programación de los módulos se realizó para comprobar si existía comunicación entre ellos, es por esto, que ellos cuentan con una salida como indicador del estado de la red, si se estableció o no la comunicación; a esta salida se le conecta un LED como probador visual, en la Tabla 8, se puede ver que significa el comportamiento del LED.

²⁴XBee / XBee-PRO DigiMesh 2.4 RF modules, pag 22.

Tabla 8. Comportamiento del LED de estado.

ESTADO DEL LED	SIGNIFICADO
Encendido, titilando	El dispositivo funciona correctamente
Encendido	El dispositivo no se ha sincronizado con la red o ha perdido comunicación
Encendido, titilando lento (500 mS)	El dispositivo está actuando como el coordinador de sueño de la red
Encendido, titilando rápido (250 mS)	El dispositivo esta sincronizado con la red

Fuente: Creado por el autor a partir de la hoja de datos del módulo XBee²⁵.

Luego de establecer dicha red punto a punto, se procedió a probar los puertos de entrada (ver Tabla 9) del nodo por los cuales se va a enviar la señal ECG. El primer puerto que se probó fue AD1 (pin 19), ya que este es la entrada del conversor A/D.

Se hizo la configuración de dicho puerto y con un potenciómetro se simulo el voltaje análogo que este iba a convertir. Al otro lado de la comunicación, en el coordinador, se esperaba que se recibieran los datos por el puerto serial, lo cual no ocurrió. Seguido a esto se midió el voltaje en la entrada del nodo el cual variaba de 0 a VCC y VREF (pin 14) estaba conectado a VCC.

Al ver que el nodo tenía bien las conexiones, se procedió a medir voltajes en el coordinador, pin a pin, haciendo variar el potenciómetro del nodo. En una de las dos salidas análogas del coordinador (pin 6) se obtuvo la medida esperada; el problema de tener de nuevo la señal análoga, es que esta tenía que ser convertida a digital una vez más para ser enviada al PC.

Se realizó una nueva prueba enviando los datos por el puerto UART del nodo, para lo cual se utilizó un microcontrolador con puerto UART y conversor A/D, se configuro de tal manera que convirtiera la señal del potenciómetro y enviara a 9600 baudios al nodo. Al realizar el enlace con el coordinador se obtuvo la señal

²⁵XBee / XBee-PRO DigiMesh 2.4 RF modules, pag 19.

esperada. En ese momento se tenía una red punto a punto que enviaba los datos correctamente entre el coordinador y el nodo (nodo1); ahora hacía falta conectar a la red el nodo (nodo2) faltante, este podía llevar las direcciones del coordinador, pero este último tenía las direcciones del nodo1.

Tabla 9. Distribución de pines módulo XBee.

Pin #	Nombre	Dirección	Descripción
1	VCC	-	Alimentación de poder
2	DOUT	SALIDA	Salida datos UART*
3	DIN / CONFIG	ENTRADA	Entrada datos UART*
4	DIO12	AMBOS	I/O digital 12
5	RESET	AMBOS	Módulo RESET (pulso de RESET por lo menos 200 ns)
6	RSSI / PWM0 / DIO10	AMBOS	Indicador de fuerza de señal de recepción / I/O digital 10 / Salida análoga
7	PWM / DIO11	AMBOS	I/O digital 11 / Salida análoga
8	[RESERVADO]	-	NO conectar
9	DTR / SLEEP_RQ / DIO8	AMBOS	Línea de control de SLEEP / I/O digital 8
10	GND	-	Tierra
11	DIO4	AMBOS	I/O digital 4
12	CTS / DIO7	AMBOS	Control de libre para enviar / I/O digital 7. (salida)
13	ON / SLEEP	SALIDA	Indicador de estado / I/O digital 9
14	VREF	ENTRADA	En conversión A/D** conectar al voltaje de referencia. En otro caso a tierra
15	ASSOCIATE / DIO5	AMBOS	Indicador de conexión / I/O digital 5
16	RTS / DIO6	AMBOS	Control de flujo para ele envió I/O digital 6. (entrada)
17	AD3 / DIO3	AMBOS	Entrada análoga 3 / I/O digital 3
18	AD2 / DIO2	AMBOS	Entrada análoga 2 / I/O digital 2
19	AD1 / DIO1	AMBOS	Entrada análoga 1 / I/O digital 1
20	AD0 / DIO0 / Commissioning Button	AMBOS	Entrada análoga 0 / I/O digital 0 / Botón comisionador para la red
* Universal asynchronous receiver transmitter - transmisor-receptor asíncrono universal			
** Análogo-digital			

Fuente: Creado por el autor a partir de la hoja de datos del módulo XBee²⁶.

²⁶XBee® / XBee-PRO® DigiMesh 2.4 RF modules, pag 7.

Ya que los módulos XBee permiten diferentes topologías como lo son: malla, punto a punto, punto a multipunto, entre otras; se busco como hacer dichas configuraciones para que el nodo2 estuviera en la red. De principio se escogió la red en malla, ya que esta permite que todos los módulos se comuniquen entre sí, así que estos se configuraron con los datos que muestra la Tabla 10.

Tabla 10. Configuración de red multipunto.

	COORDINADOR	NODO 1	NODO2
PAN ID	321	321	321
DH	0	0	0
DL	FFFF	FFFF	FFFF
<p>DH: dirección de destino alta. DL: dirección de destino baja. PAN ID: identificación de la red de área personal.</p>			

Fuente: Creado por el autor a partir de las pruebas.

De este modo los datos que enviaba el nodo hacia el coordinador los recibía el otro nodo, lo que hacía que la comunicación se tardara un poco más. Para que esta red fuese más eficiente se necesitaba una red en la cual los nodos enviaran su información solamente al coordinador y no entre ellos; de este modo se mezclaron las dos configuraciones ya hechas, haciendo que esta se convirtiera en una red punto multipunto. En la Tabla 11, se observan los cambios de la configuración.

Tabla 11. Configuración final de los módulos XBee.

	COORDINADOR	NODO 1	NODO2
PAN ID	321	321	321
DH	0	13A200	13A200
DL	FFFF	402C7BC0	402C7BC0
<p>DH: dirección de destino alta. DL: dirección de destino baja. PAN ID: identificación de la red de área personal.</p>			

Fuente: Creado por el autor a partir de las pruebas realizadas

Al hacer las pruebas se observó que el tiempo en la comunicación se había mejorado, gracias a que los nodos no se estaban enviando datos entre sí, de este modo se tomó esta configuración como la que va a ser utilizada en el proyecto.

5.3 DISEÑO DE LA PLATAFORMA DE VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

En este capítulo se dará una breve introducción al desarrollo del programa que se utilizara para la visualización de los datos que serán transmitidos desde los nodos inalámbricos.

5.3.1 Transmisión de datos al computador (PC). Los módulos XBee se conectan al PC por medio de una tarjeta que convierte los datos UART del XBee en datos compatibles con USB. El cual al ser conectado al puerto USB, crea un puerto virtual, esto con el fin de que el usuario pueda tener acceso a los datos y reprogramarlo como él desee.

5.3.2 Software de visualización LabView®. LabView es un entorno de programación gráfica, usado para desarrollar sistemas sofisticados de medidas,

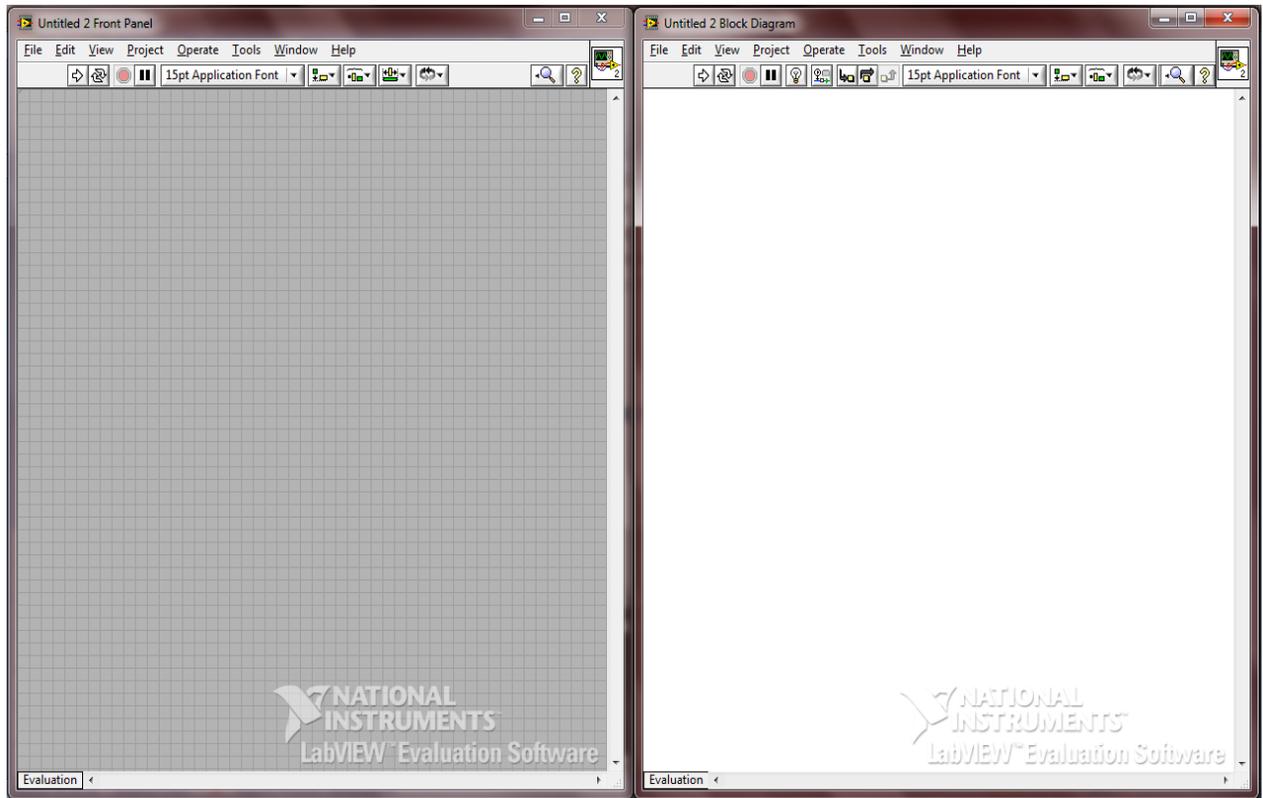
pruebas y control, usando iconos gráficos e intuitivos²⁷. Este software es utilizado por ingenieros, estudiantes e investigadores alrededor del mundo.

Es por lo anterior que se decidió utilizar LabView como herramienta de visualización, gracias a que sus librerías son muy completas a la hora de programar algún sistema de pruebas, además su versatilidad y sencillas lo hacen la mejor herramienta para el ingeniero.

Este software está dividido en 2 partes (Figura 28), la primera de ellas es donde se visualiza la programación que se está haciendo, allí se colocan la graficas botones y demás con las que interactúa el usuario. La segunda parte es donde se programa todo lo referente diseño que se esté haciendo.

²⁷ ¿QUÉ ES NI LABVIEW?.<http://www.ni.com/labview/whatis/esa/>

Figura 28. Entorno LabView®. La parte izquierda es donde el usuario interactúa y la derecha donde se programa

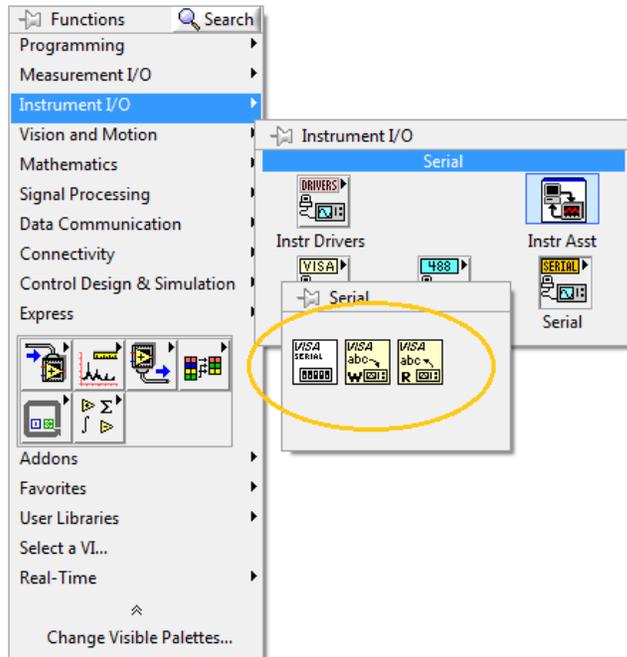


5.3.2.1 Programación en LabView®. Como se sabe que los datos que transmite el coordinador hacia el PC, llegan a un puerto virtual llamado COM, es necesario llamar el icono de arquitectura de software para instrumentos virtuales (VISA), dentro de este hay 3 instrumentos virtuales (VI) importantes; el primero es el encargado de la configuración del puerto serial, el segundo es el encargado de escribir en el puerto y el tercero lee el puerto. (Ver Figura 29)

Solo es necesario configurar la velocidad con la que se van a comunicar el coordinador y el PC. Hay que tener en cuenta si se tiene alguna otra configuración especial. Ahora, dependiendo si se quiere escribir o leer el puerto, se coloca alguno de estos VI marcados con W o R, respectivamente, y se escribe el número

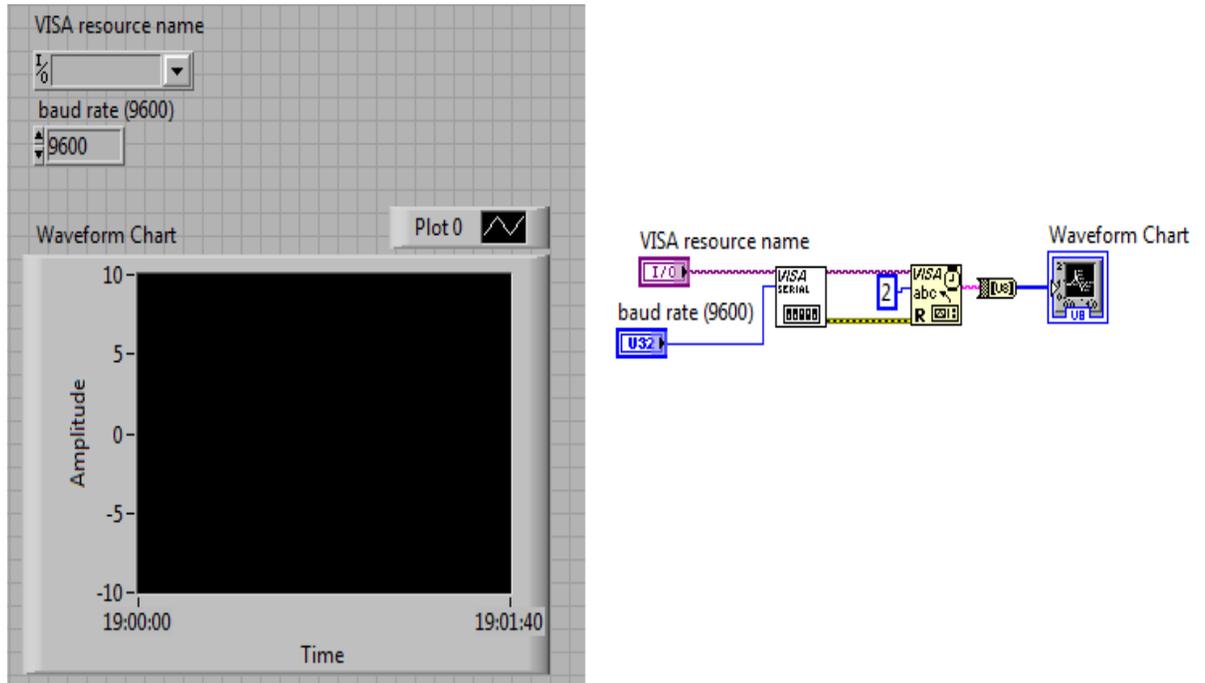
de bytes que se van a escribir o leer en el puerto, ya que si hay un cero (0), no va a ver ningún registro en movimiento.

Figura 29. VI puerto serial



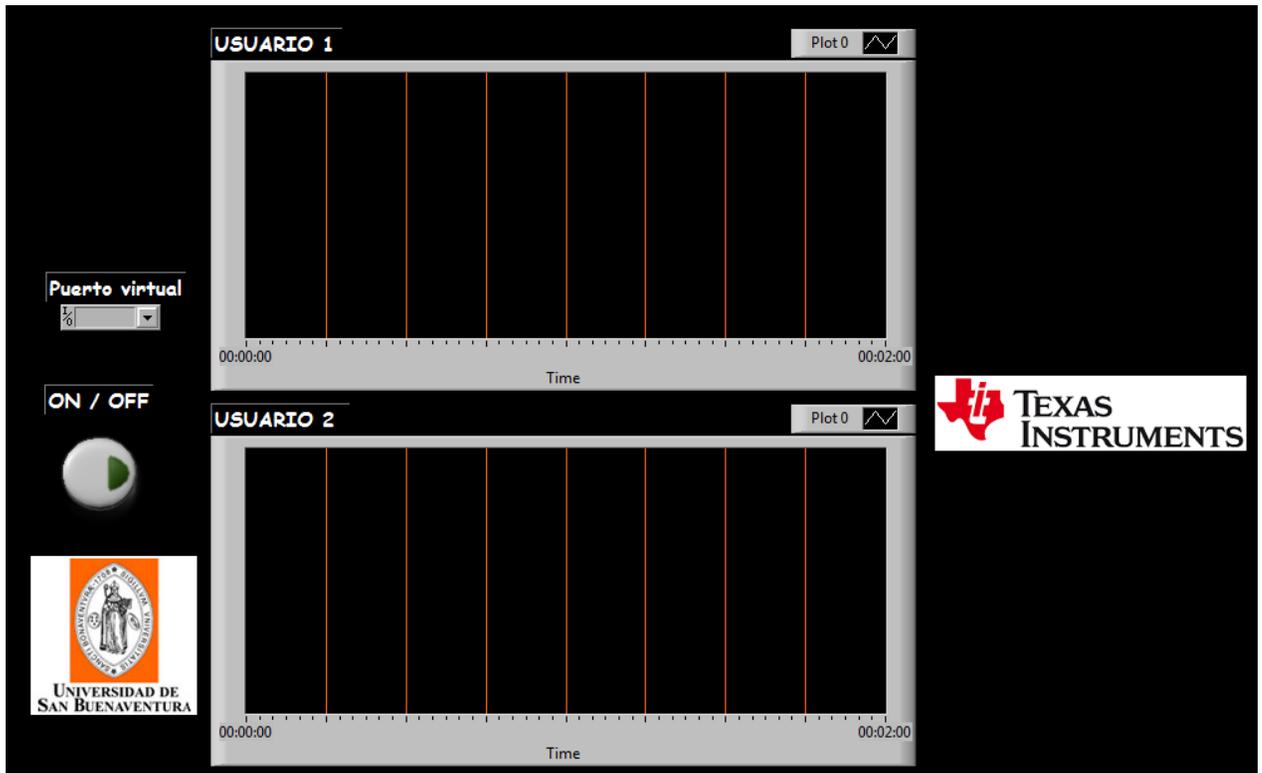
Para este proyecto solo es necesario visualizar o mostrar los datos que se están transmitiendo en la red, ya teniendo previo conocimiento de cómo leer los datos del puerto, se procede a enviarlos a un visualizador el cual tiene la característica de mostrar los datos en función del tiempo, lo cual es fundamental para un reporte de datos. En la Figura 30 se puede ver la unión de las 2 partes ya mencionadas.

Figura 30. Programa prueba de visualización de datos del puerto virtual



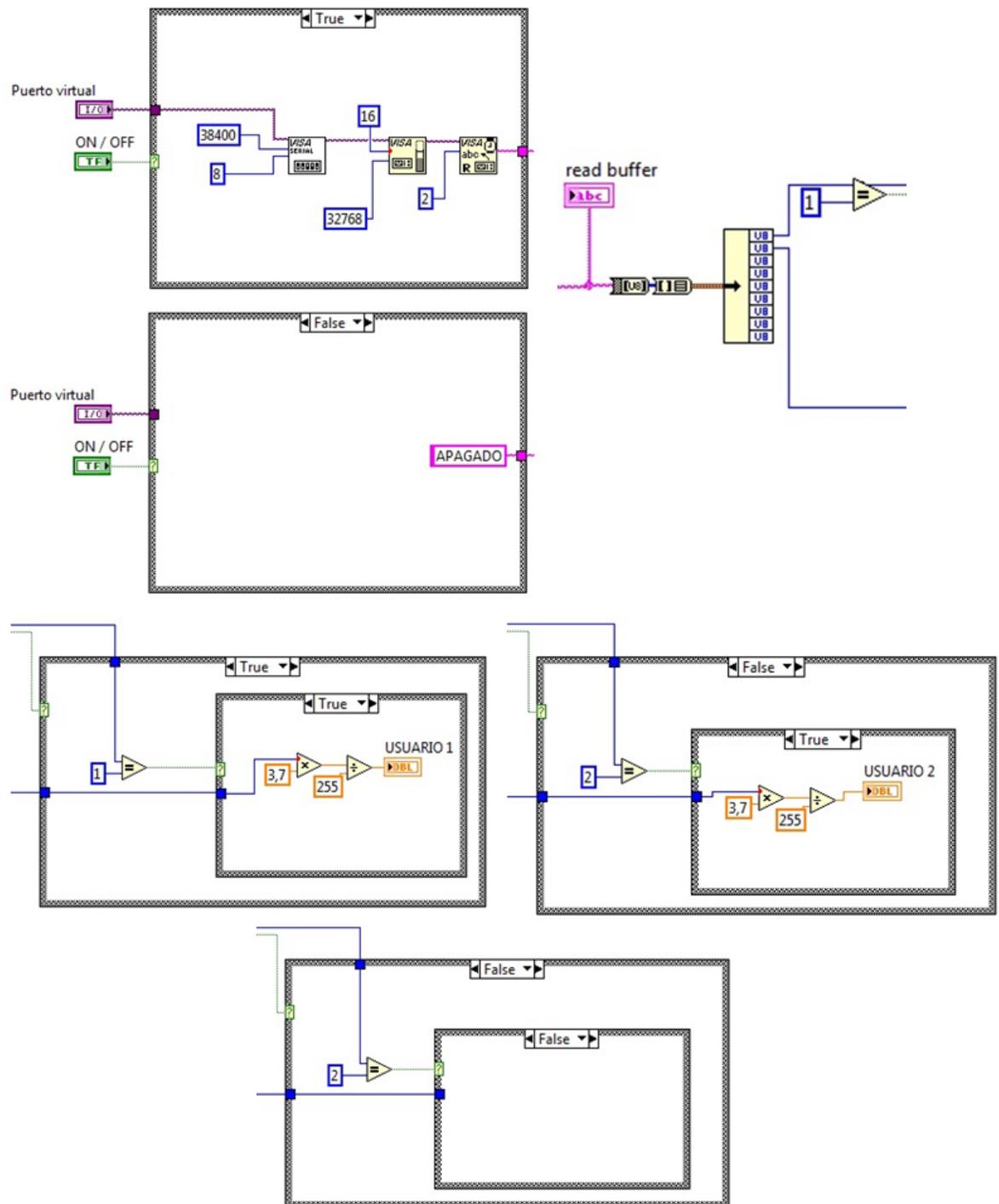
Como resultado de estas pruebas para la adquisición y visualización de los datos se desarrollo el aplicativo final en LabView. Allí llegan los datos que el coordinador ha recibido y comunicado al puerto virtual del PC. En la configuración para la recepción de datos serial, se le informa al puerto que va a recibir de a 2 bytes, puesto que uno es un identificador y el otro es el dato. Luego se leen estos 2 bytes para saber a qué visualizador va a ir el dato. Logrando así mostrar las 2 señales por separado. Todas las transmisiones que se hagan a altas velocidades no son 100% fiables, generalmente se pierden datos o se intercambian. Para evitar esto, se hace una comparación del identificador y el resultado de los datos, para que concuerden y no visualice otra cosa. Igualmente tiene un control ON / OFF, el cual controla las advertencias del puerto serial de LabView cuando no detecta información (ver Figura 31, Figura 32).

Figura 31. Programa final del proyecto, parte visual



Fuente: Autor.

Figura 32. Programa final del proyecto, parte de programación



Fuente: Autor

5.4 INTEGRACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LOS DISEÑOS PROPUESTOS.

Teniendo ya claro, cada una de las partes de los proyectos seleccionados, se dispone a hacer una integración del electrocardiógrafo, el microcontrolador y el nodo XBee, además del sistema de visualización el cual recibe los datos del coordinador (ver Figura 33). Esto se repite para el segundo nodo.

La primera parte de esta integración se hizo en una pequeña placa de circuito, en la cual se encuentran el electrocardiógrafo, el microcontrolador y un nodo XBee. Siguiendo el circuito esquemático diseñado de la Figura 34. Este montaje se realizó con componentes de superficie, ya que este permite reducir el tamaño del área donde se implementa algún tipo de circuito. El diseño de dicho circuito se realizó con ayuda del software ARES de PROTEUS en versión DEMO. El cual en la librerías que incluye, se encuentran los diferentes tipos de encapsulado con la se fabrican los diferentes elementos (ver Figura 35).

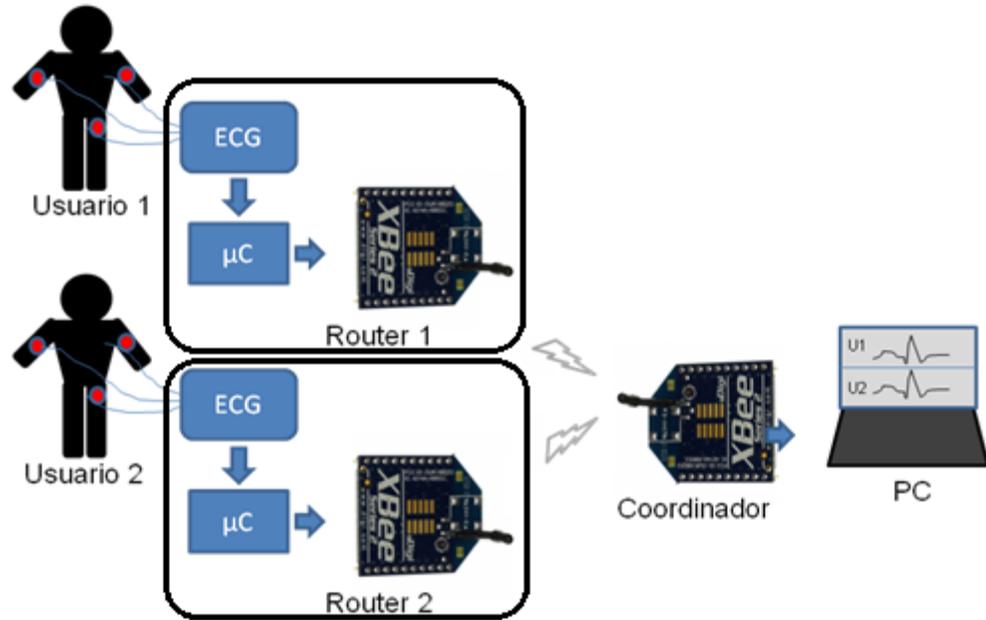
En la Tabla 12 se muestran los parámetros eléctricos de los dispositivos luego de la implementación de los diseños propuestos.

Tabla 12. Características eléctricas de los dispositivos implementados

DISPOSITIVOS	Voltaje (V)	Corriente sin conexión establecida (mA)	Corriente con conexión establecida (mA)
Coordinador	5	45	50
Nodo 1	4	70	75
Nodo 2	3,9	71	75

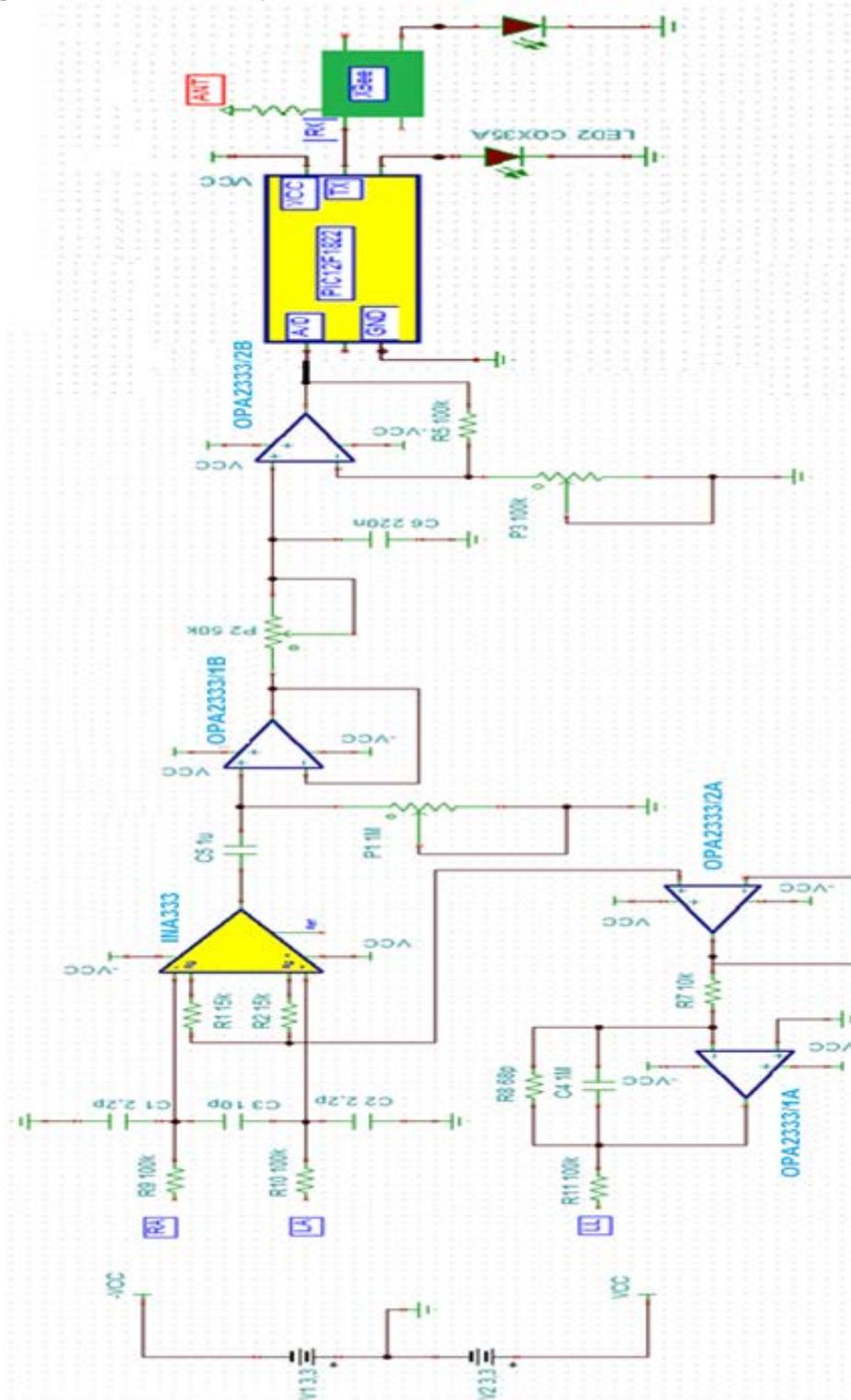
Fuente: Autor

Figura 33. Sistema final del proyecto



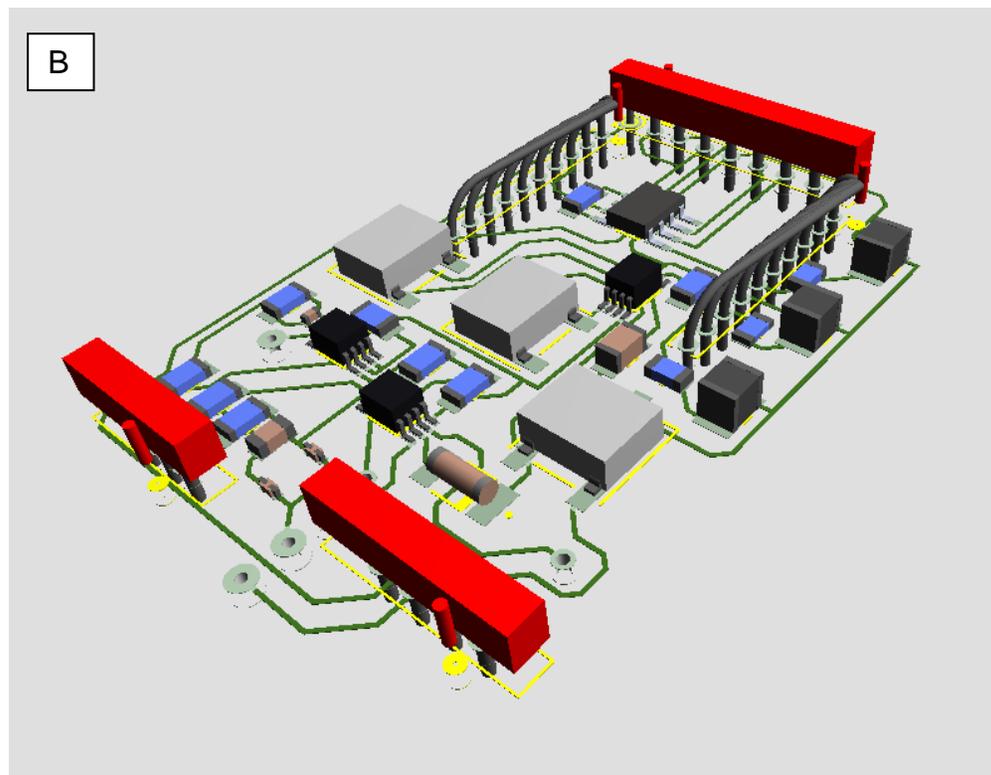
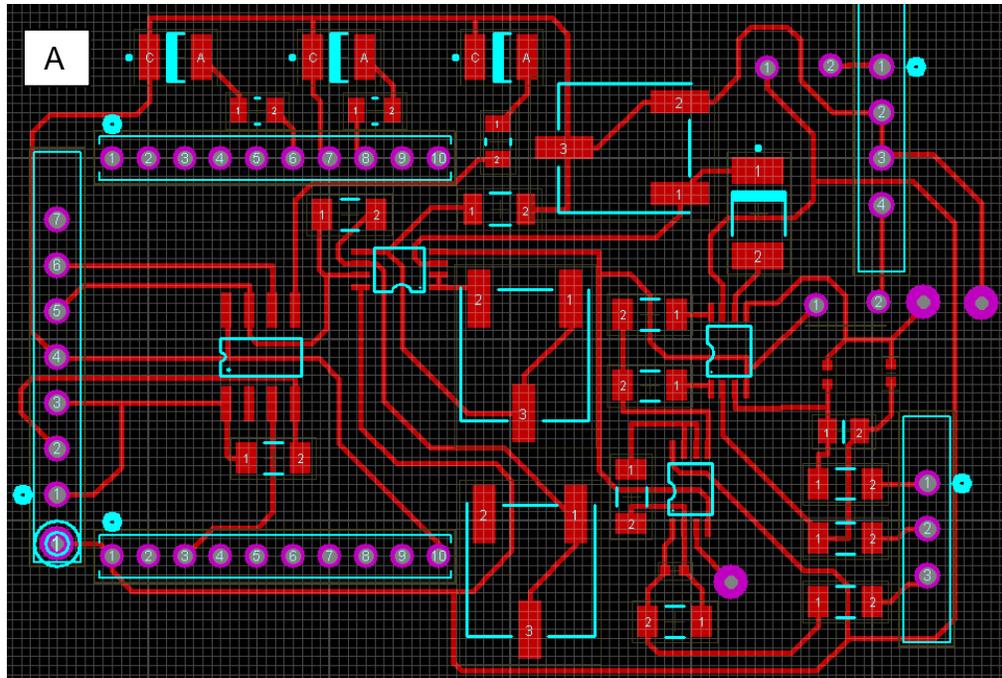
Fuente: Creado por el autor a partir de los objetivos

Figura 34. Circuito esquemático final.



Fuente: Autor

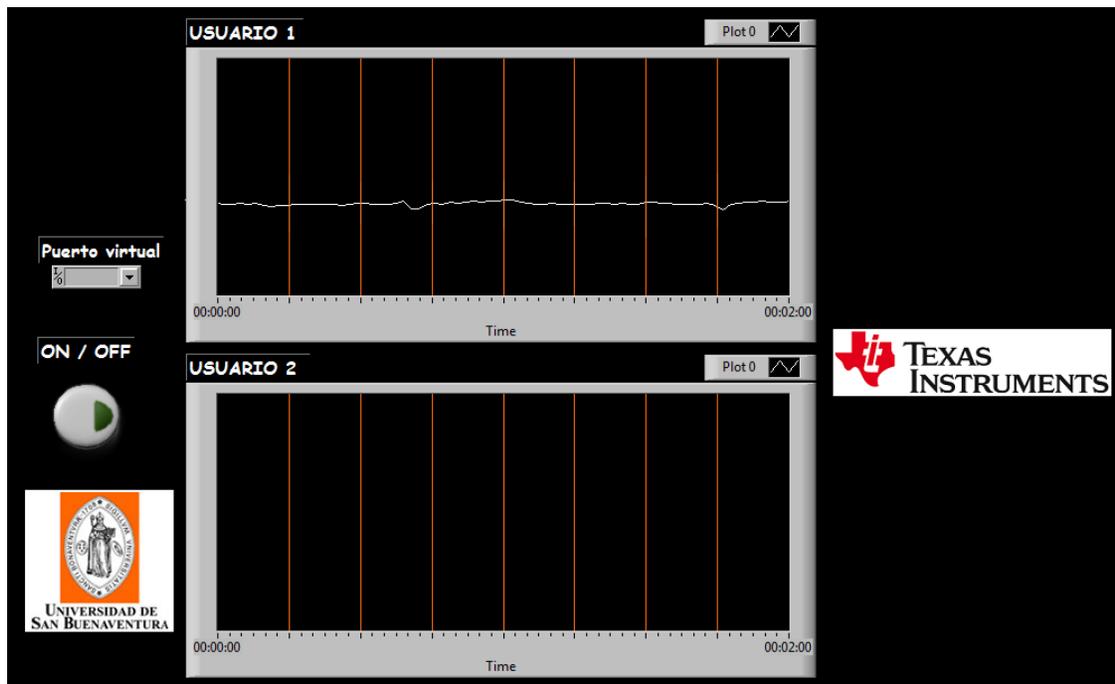
Figura 35. Diseño de circuito PROTEUS-ARES. A) Circuito esquemático. B) visualización 3D del circuito.



Fuente: Creado por el autor a partir del circuito final de la figura 13

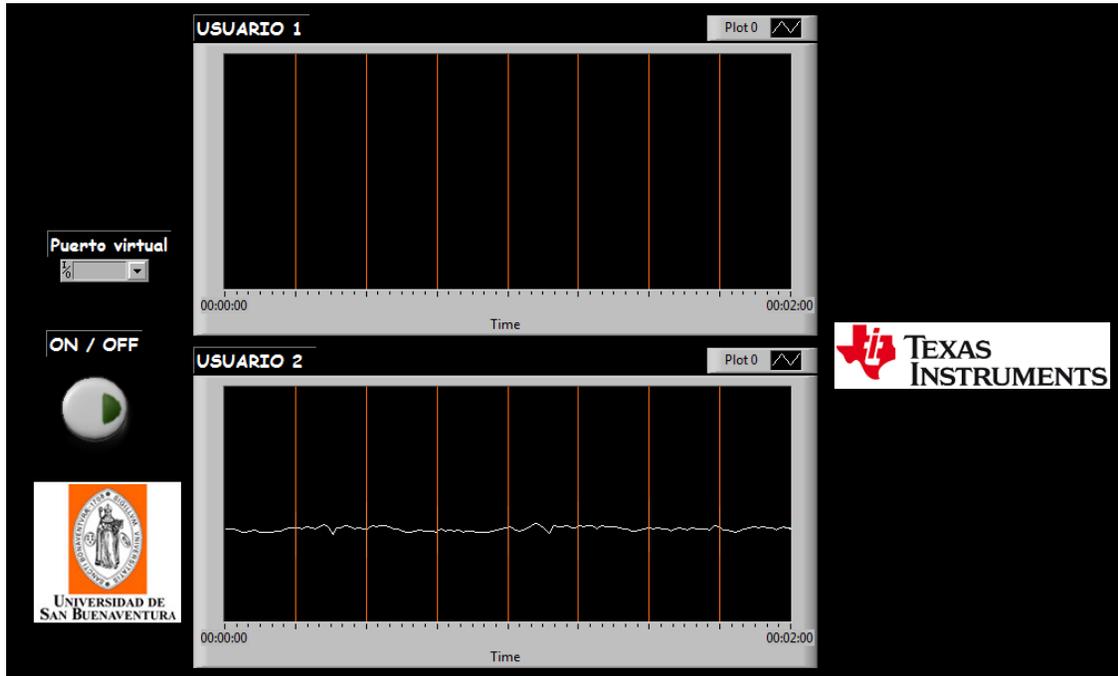
Luego de la implementación del circuito en la baquela se procedió a realizar pruebas individuales y conjuntas de los nodos para ver el correcto funcionamiento. En la Figura 36 se observa la señal individual de un usuario1, donde es posible identificar la señal ECG. Igualmente en la Figura 37 es visualizada una señal de un usuario2.

Figura 36. Prueba USUARIO1



Fuente: Autor

Figura 37. Prueba USUARIO2



Fuente: Autor

6. PRESENTACIÓN Y ANALISIS DE RESULTADOS

El resultado obtenido en este proyecto, determinado por 3 módulos XBee serie 2, de los cuales 2 están configurados como routers, cada uno de ellos conectado a la etapa que comprende al electrocardiógrafo y el módulo restante está configurado como coordinador de la red.

La etapa del electrocardiógrafo está compuesta por un amplificador de instrumentación, el cual cumple con la función de amplificar y diferenciar las señales procedentes del corazón para así obtener el ECG de este mismo; posteriormente pasa a un microcontrolador donde la señal análoga ECG es convertida a digital y enviada por puerto serial hacia el router y este a su vez empaqueta los datos y los envía al coordinador de la red.

El coordinador está conectado a una base que toma los datos serial y los transmite por medio del puerto USB del PC. Este puerto se convierte virtualmente en puerto serial para que el software LabView® pueda reconocerlo; luego de esto el software visualiza los datos que se han enviado desde el router. En este caso se visualizan las dos señales ECG que conforman la red (Ver Figura 38); en esta se puede ver encerrados los segmentos QRS, y a los lados de este se distinguen las ondas P y T.

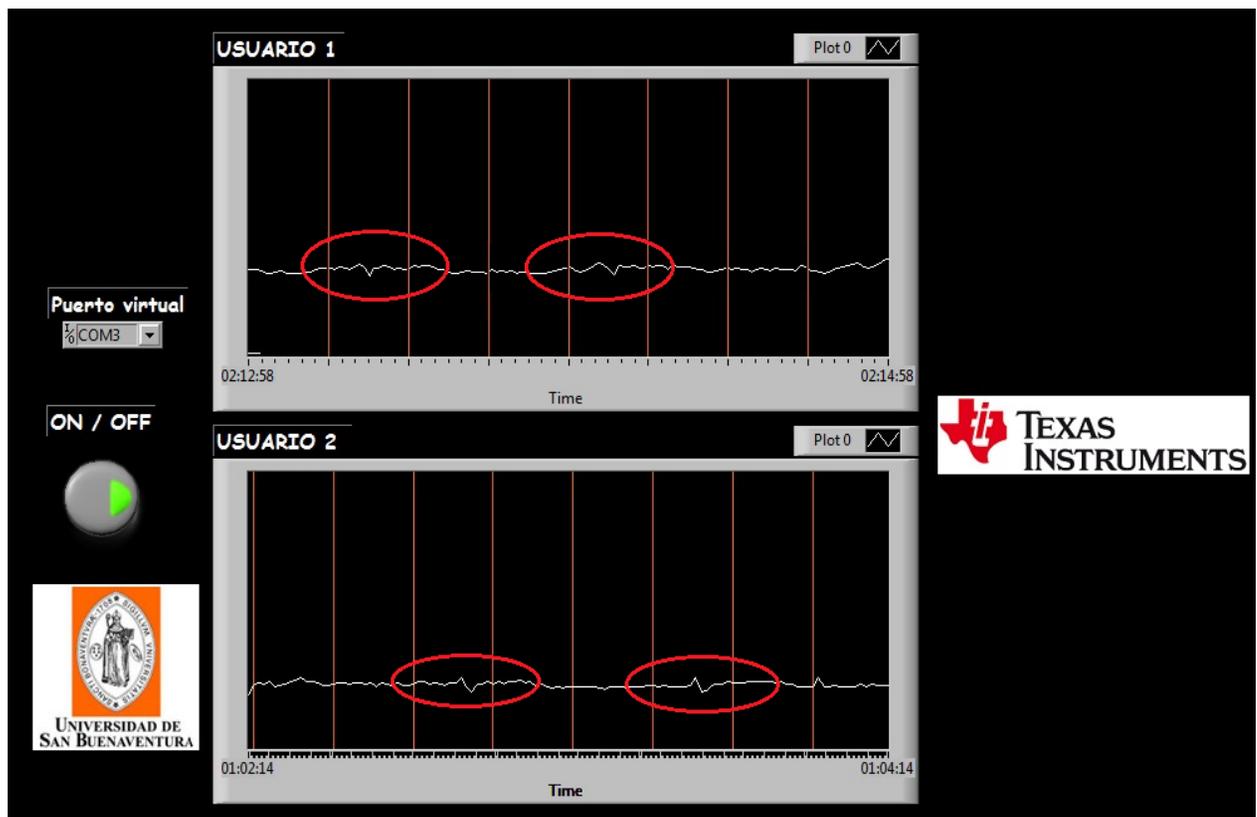
Las dos señales son distintas, puesto que son de dos usuarios diferentes, a los que se le s ha tomado la señal. En la Tabla 13, se puede observar características principales de cada usuario.

Tabla 13. Características personales de los usuarios a los que se les tomo lectura ECG.

CARACTERISTICAS	USUARIO 1	USUARIO 2
EDAD	38	24
FUMADOR	SI	NO
PRACTICA DEPORTE	NO	SI

Fuente: Creado por el autor a partir de la característica principales que pueden alterar el ritmo del corazón.

Figura 38. Programa de visualización del proyecto.



Fuente: Creado por el autor a partir de las pruebas realizadas.

7. CONCLUSIONES

- Las características de la señal PQRST del ECG, permitieron establecer los valores máximos y mínimos de los voltajes, para buscar el diseño de un electrocardiógrafo adecuado a estas características, para así poder tener el mejor rendimiento de la señal.
- El circuito elegido en 5.2.1.3 se acopló apropiadamente a los requerimientos del proyecto, teniendo en cuenta los parámetros estándar de la señal ECG, haciendo que la señal no sobrepasara los límites de entrada del microcontrolador la cual no puede ser mayor a VCC y de una corriente máxima de 25 mA.
- El microcontrolador seleccionado, sobrepasa las expectativas pese a su tamaño. Tiene un rendimiento óptimo, ya que se acopló a la perfección con la señal ECG y no tiene pérdidas de datos en la comunicación serial con los módulos inalámbricos.
- La selección de los módulos XBee fue adecuada, ya que el bajo costo, su tamaño bajo consumo y versatilidad de estos al momento de la programación, fue adecuada para el proyecto.
- Gracias a la sencilla programación gráfica de Labview, se logró hacer un programa de visualización, el cual muestra de forma correcta los datos recibidos de los nodos por medio del coordinador, logrando así una buena interpretación de la señal ECG como pre-diagnóstico.
- Al integrar las diferentes etapas del proyecto se pudo comprobar que los parámetros establecidos fueron los correctos, aunque la resolución de la señal ECG es baja, puesto que la toma de muestras para la digitalización es cada 4 ms debido a que la red tiene otro nodo enviando datos y el coordinador realiza intervalos para poder recibir la información de ambos nodos.

- Aunque la señal electrocardiográfica transmitida por la red inalámbrica es de baja resolución, es posible hacer una lectura de diagnóstico que permita establecer la condición del corazón del paciente al cual se le esté tomando la señal.
- En el proceso del proyecto se pudo comprobar que es posible desarrollar e implementar la tecnología de superficie por los estudiantes sin la necesidad de equipos de alta tecnología.

8. RECOMENDACIONES

- En un trabajo futuro utilizar el amplificador biopotencial ADS1298, ya que al ser implementado hay una reducción considerable de tamaño en el circuito impreso. Adicionalmente se puede obtener hasta un ostensible mejoramiento en la resolución de la señal a transmitir.
- De no ser utilizado el amplificador biopotencial ADS1298, es recomendable mejorar el circuito del electrocardiógrafo para obtener una mejor señal y es posible agregar otra señal biomédica, como la monitorización de la temperatura, ya que el microcontrolador tiene disponible 2 pines.
- Si este proyecto es aplicado en la vida cotidiana, se debe rediseñar el software de monitoreo de manera que permita almacenar los datos de las señales ECG.
- Es posible agregarle una pantalla líquida, la cual permitirá la visualización de la señal de cada usuario sin la necesidad de estar cerca a la red inalámbrica a la que pertenezca.
- Para tener una mejor resolución de la señal ECG se recomienda en una implementación futura utilizar una memoria como buffer, la cual permita guardar los datos que se tomen constantemente de la señal y sean enviados al nodo cuando este lo solicite.
- Al integrar más dispositivos inalámbricos, hay que tener en cuenta los tiempos que el coordinador de la red inalámbrica da como prioridad a cada nodo para que envíe sus datos, por ello que esta recomendación es consecuente con la anterior

9. BIBLIOGRAFÍA

CALDERON D. Morian N. y CALLEJAS M, Luis F. Prototipo Funcional de una Interfaz para la Transmisión de Señal de ECG Utilizando Tecnología Móvil. Universidad de San Buenaventura, Bogotá. 2007. Disponible en: Biblioteca, Universidad de San Buenaventura, sede Bogotá.

CHIO CHO, Nayibe, *et al.* Redes de sensores inalámbricos. Disponible en: <http://catic.unab.edu.co/2congresomecatronica/images/docum/9.pdf>

RODRIGUEZ, Oscar, TELLEZ, Camilo. Implementación de un Prototipo Funcional de un Sistema de Adquisición y Visualización de Temperatura y Humedad en Seres Humanos, Utilizando Redes de Sensores Inalámbricas. Universidad de San Buenaventura, Bogotá. 2009. Disponible en: Biblioteca, Universidad de San Buenaventura, sede Bogotá.

B. Juan; R. Leonardo. ECG Con Transmisión Inalámbrica Vía Celular. Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá. 2007. Disponible en: <http://www.springerlink.com/content/j143r1232g65089m/>

NARVÁEZ, Edinson; MONTES, Edwin; PÉREZ, Lina. Redes De Sensores Corporales Inalámbricos para la Detección De Ondas Características en ECG. Universidad de Antioquia, Medellín. 2007. Disponible en: <http://microe.udea.edu.co/~danny/arquitectura/Primera%20entrega%20observaciones/REDES%20DE%20SENSORES%20INAL%20C1MBRICOS.pdf>

NOPPARAT, Visarut; KEERATIWINTAKORN, Phongsak.KingMongkut's. The Three-Lead Wireless ECG In Sensor Networks For Mobile Patients. University of Technology North Bangkok. Bangkok, Thailand. 2008. Disponible en: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs_all.jsp?arnumber=4610843

T. K. Kho, ROSLI Besar, Y. S. Tan, K. H. Tee, K. C. Ong. Bluetooth-Enabled ECG Monitoring System. Faculty of Engineering and Technology, Multimedia University (Melaka Campus). Melaka, Malaysia. 2005. Disponible en: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs_all.jsp?arnumber=4085194

SHAO-YEN, Tseng; CHUNG-HAN, Tsai; YU-SHENG, Lai; WAI-CHI, Fang. A Wireless Biomedical Sensor Network Using IEEE802.15.4. Department of Electronics Engineering, National Chiao Tung University. Hsinchu, Taiwan. 2009. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/search/freesrchabstract.jsp?arnumber=4906741>

DEERY, Aoife; CHAMBERS, Desmond; MORIARTY, Denis; CONNOLLY, Elizabeth; LYONS, Gerard. Clinical Trials Of A Wireless LAN Based Patient Monitoring System. Department of Anaesthesia, Mater Misericordiae University Hospital. Dublin, Ireland. 2006. Disponible en: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs_all.jsp?arnumber=1647616

KACHAKIL, Daniel. Imágenes y señales biomédicas. 2003. Disponible en: http://www.google.com.co/url?url=http://www.gii.upv.es/personal/gbenet/treballs%2520cursos%2520anteriors-TIM-IIN-INYP-AYPD/imágenes%2520y%2520se%25C3%25B1ales%2520biomedicas/biomed.ppt&rct=j&sa=U&ei=7u4zTK-KMYSBIAeB_8XACw&ved=0CBMQFjAA&q=filtros+para+se%C3%B1ales+biomedicas&usq=AFQjCNHv_vH_2Gcpx2TIWMGA6363RTcMsA

MESSIER Geoffrey G.; FINVERS Ivars G. Traffic Models For Medical Wireless Sensor Networks. Department of Electrical and Computer Engineering, University of Calgary. Calgary, Alberta, Canada. 2007. Disponible en: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs_all.jsp?arnumber=4114210

DR. DEBBAG, Norberto. Relevancia del electrocardiograma en deporte. CardiólogoDeportólogo de Argentina. Argentina. 2008. Tomado en: 1/11/09 Disponible en: <http://www.excelencia-medica.com.ar/articulos-3/archivo-de-articulos/relevancia-del-electrocardiograma-en-deporte>

MANONELLES, Pedro. Utilidad del electrocardiograma en reposo en la prevención de la muerte súbita del deportista. España, 2007. Tomado en: 1/11/09 Disponible en: http://www.femedes.es/documentos/Consenso_ECG.pdf

SILVA, Martha, Dra. Electrocardiograma. Sección de Fisiología. Departamento de ciencias funcionales. Disponible en: <http://www.ucla.edu.ve/dmedicin/DEPARTAMENTOS/fisiologia/FCI%20IV-%20V-VI.pdf>

DRAKE MOYANO, José M. Instrumentación electrónica. Tema 3: el amplificador de instrumentación. España, 2005. Disponible en: http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_IT/IEC_3.pdf

_____. Capítulo 2. Redes inalámbricas de sensores AdHoc. Disponible en: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/tapia_z_jl/capitulo2.pdf

WEBLIOGRAFIA

<http://www.el.bqto.unexpo.edu.ve/rabreu/Electronica3/Clase2.pdf>

http://www.olimex.cl/pdf/Wireless/ZigBee/XBee-Guia_Usuario.pdf

http://www.cika.com/newsletter/archives/CTC-059_XBeeZBSerie.pdf

<http://dalab.ws/ubersonic/configuracion-del-xbee/>

<http://www.agspecinfo.com/notas/Nota2/files/XBee.pdf>

http://www.slideshare.net/rociol_2011/interpretacion-ecg-presentation

<http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/circu.htm>

<http://wirelessnetworkproyecto.blogspot.com/2010/07/topologias-de-red-wsn.html>

<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina333.html#technicaldocuments>

<http://www.radioptica.com/sensores/>

<http://www.buenastareas.com/impresion/Electrodos-En-Electromedicina/757020>

<http://www.marketing-bluetooth.com/bluetooth-caracteristicas.html>

<http://wirelessnetworkproyecto.blogspot.com/2010/07/topologias-de-red-wsn.html>

<http://www.sensor-networks.org/>

ANEXOS

ANEXO 1. MANUAL DE USUARIO

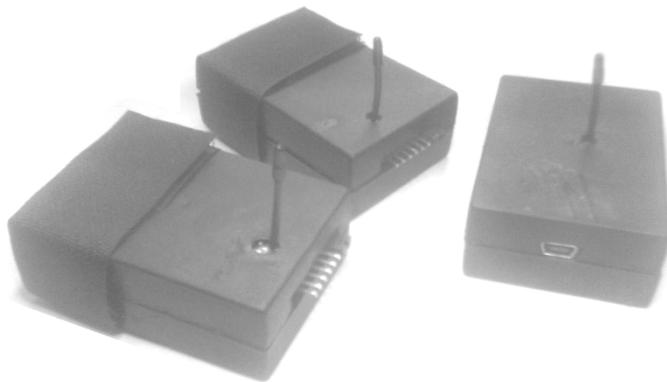
ANEXO 2. XBEE / XBEE-PRO. (Archivo digital)

ANEXO 3. PIC12F1822. (Archivo digital)

ANEXO 4. INA333. (Archivo digital)

ANEXO 5. OPA2333. (Archivo digital)

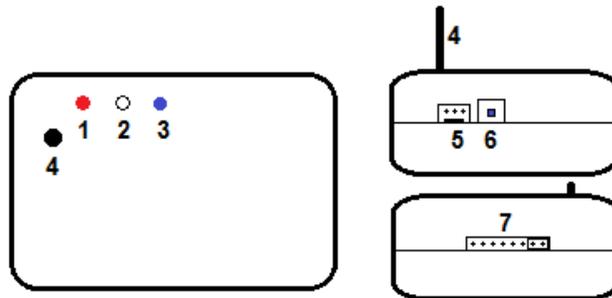
MANUAL DE USUARIO ELECTROCARDIÓGRAFO IMPLEMENTANDO REDES DE SENSORES INALÁMBRICOS (WSN)



Contenido

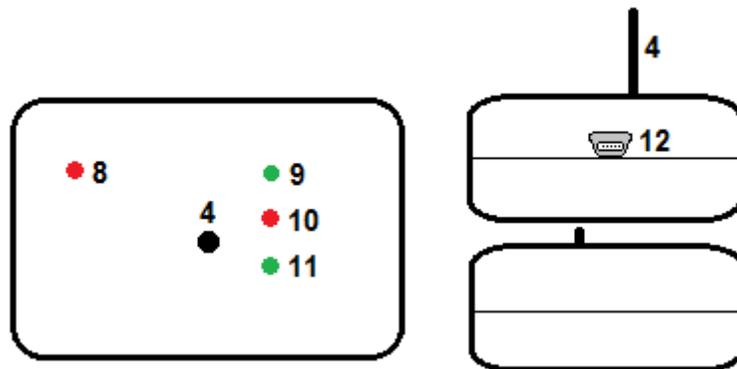
	Pág
ELEMENTOS DEL NODO SENSOR	89
ELEMENTOS DEL COORDINADOR.....	89
INICIO.....	90
LAS BATERÍAS.....	90
ENCENDIDO.....	90
LOS ELECTRODOS	91
COORDINADOR	91
SOFTWARE.....	92
INICIANDO EL PROGRAMA.....	92

ELEMENTOS DEL NODO SENSOR



1. LED indicador del enlace
2. LED ON / OFF
3. LED indicador del microcontrolador
4. Antena del modulo inalámbrico
5. Conector de los electrodos
6. Botón ON / OFF
7. Puerto de programación del microcontrolador

ELEMENTOS DEL COORDINADOR

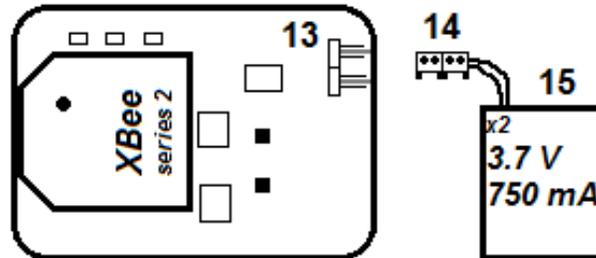


8. LED ON / OFF
9. Indicador de potencia del enlace
10. Indicador de transmisión (TX)
11. Indicador de recepción (RX)
12. Conector mini-USB

INICIO

En este capítulo se dará a conocer características básicas para utilizar correctamente los dispositivos.

LAS BATERÍAS



- 13. Terminal de la tarjeta
- 14. Terminales de las baterías
- 15. Baterías

Las baterías (15) son conectadas a la tarjeta por medio de terminales (13,14) que poseen una guía mecánica, para evitar una conexión errónea.

Para la carga de las baterías, estas deben ser desconectadas de la tarjeta y posteriormente conectarlas al cargador de la misma forma como se conecta en la tarjeta.

ENCENDIDO

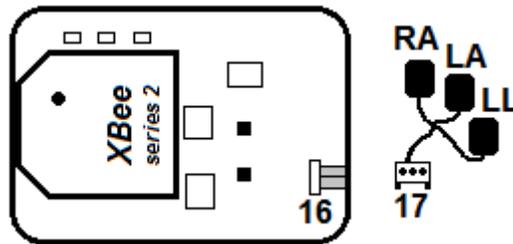
Luego de la conexión de las baterías, se procede a encender el dispositivo, oprimiendo el botón (6). Seguidamente el indicador (2, de color blanco) se ilumina hasta que el dispositivo sea apagado.

El indicador (1, de color rojo) queda encendido hasta el enlace con el coordinador, cuando este enlace se hace, el indicador se vuelve intermitente.

Por último el indicador (3, de color azul) es intermitente desde el momento en que el dispositivo es encendido. Este indicador quedara prendido o apagado si hay algún problema con el microcontrolador.

LOS ELECTRODOS

Los electrodos son conectados por medio del terminal (17) que posee en uno de sus extremos, al terminal que la tarjeta (16) posee para dicha conexión. Luego de esto se colocan los electrodos en el cuerpos como lo dice su nomenclatura (RA, LA, LL)



16. Terminal para los electrodos en la tarjeta

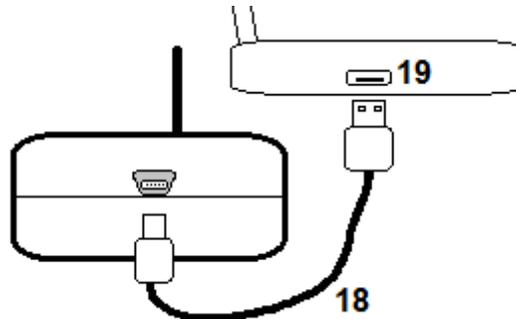
17. Terminal de los electrodos

RA: Brazo derecho

LA: Brazo izquierdo

LL: Pierna izquierda

COORDINADOR



18. Cable mini-USB a USB

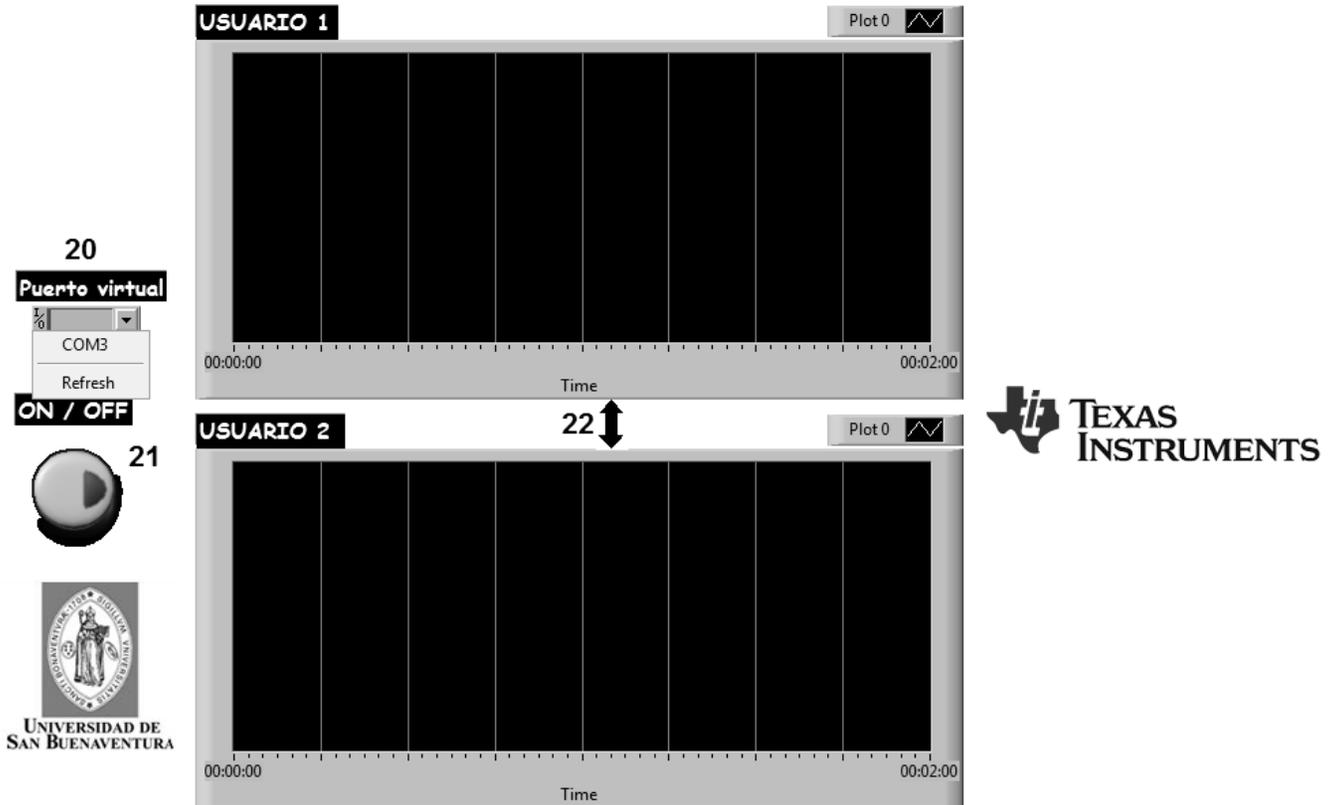
19. Puerto USB del PC

El coordinador es conectado por medio del cable (18) al PC (19), el cual se convierte en la fuente de energía del coordinador.

El coordinador empieza a administrar los enlaces de los nodos (si estos están encendidos), para enviar los datos de la comunicación hacia el PC.

1. SOFTWARE

Al ejecutar el programa PXBEE.VI, se abre una ventana en la cual se puede observar dos cuadros de visualización (22), selector de puerto virtual (20) y el botón ON / OFF (21) del programa.



INICIANDO EL PROGRAMA

Ya conectado el coordinador al PC y el software esta ejecutado, se procede a escoger el puerto virtual (20) en el que el coordinador se encuentra conectado (COM3 para este caso). Seguidamente se corre el programa con el botón ON /OFF (21). Sí el o los nodos están correctamente enlazados con el coordinador se obtienen señales como se ven en USUARIO 1 Y 2.

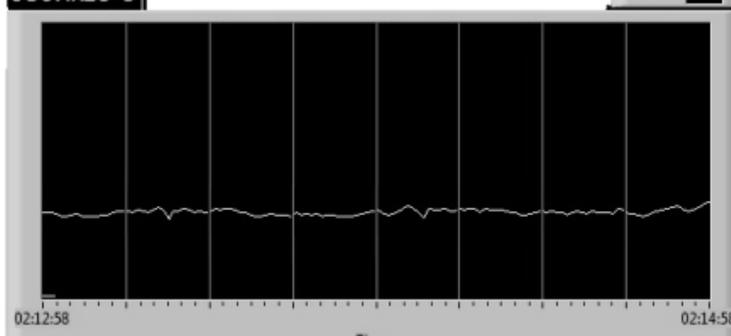
Puerto virtual
COM3

ON / OFF



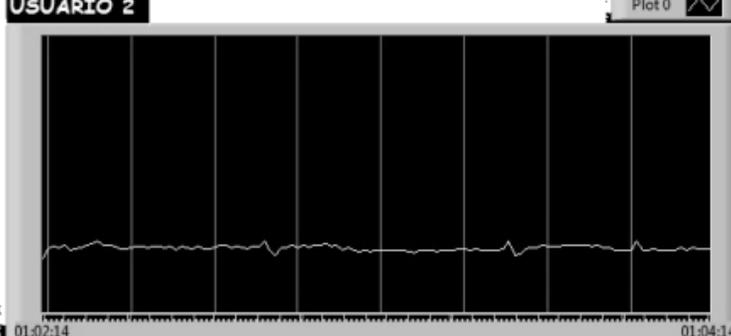
UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA

USUARIO 1 Plot 0



02:12:58 Time 02:14:58

USUARIO 2 Plot 0



01:02:14 Time 01:04:14

