

SENSORES INALAMBRICOS DE MONITOREO PARA ELECTROCARDIOGRAFO

por

Carlos Ivan Lima Aguilar

Tesis para obtener el grado de
Maestro en Ciencias

de la

Facultad de Ingeniería

de la

Universidad Autónoma de Baja California

Director de Tesis: Dr. Marco Antonio Reyna Carranza

Co-Director de Tesis: Dr. Roberto López Avítia

Marzo 2016

Resumen

Uno de los equipos de diagnóstico y pronóstico más importantes hoy en día es el electrocardiógrafo. Este es capaz de registrar la actividad eléctrica del corazón llamada electrocardiograma (ECG) el cual consta de tres tipos de ondas características (P, QRS y T) que son interpretadas por especialistas de la medicina. Dicho instrumento se basa en sensores llamados electrodos, cuya función es la de realizar una conversión entre corriente iónica a corriente eléctrica, y que al ser colocados en posiciones estándar, forman las llamadas derivaciones cardiacas. Por otro lado, si bien es cierto que constituye una valiosa herramienta, también existe confusión entre el trazo de interés (ECG) y la cantidad de ruido inherente. Uno de los tipos de ruido más comunes se debe a las interferencias electromagnéticas que se acoplan a los cables, así como el desvío de la línea isoeletrica provocada por la interface electrodo-piel.

En este trabajo se presenta el diseño y construcción de 3 sensores inalámbricos y funcionales para el registro de la actividad eléctrica del corazón, los cuales amplifican y transmiten la señal de cada electrodo de forma inalámbrica a un receptor de señales, que se encargará de realizar las operaciones de diferencias que dan origen al trazo ECG. El uso de estos electrodos permite monitorear a las personas sin tener la necesidad de que se encuentren conectadas físicamente a un electrocardiógrafo convencional, lo que permitirá significativamente la reducción de ruido por interferencias de acoplamiento. En otras palabras, se elimina la necesidad de cualquier tipo de cable que pueda causar interferencia en la medición de las señales eléctricas captadas. El que no exista ningún cable entre el paciente y el electrocardiógrafo, da la

posibilidad de monitorear a las personas a distancia desde cualquier lugar donde se encuentren.

Con la continuidad de este trabajo se espera monitorear personas enfermas desde la comodidad de su hogar, o simplemente podrán usarse para la atención de adultos mayores los cuales necesitan ser monitoreados constantemente. En medicina del deporte se podrán utilizar para monitorear el ritmo cardiaco de los atletas mientras se encuentran realizando alguna actividad física.

Contenido

OBJETIVO	9
JUSTIFICACIÓN.....	10
CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN	12
CAPÍTULO 2. MARCO TEORÍCO	16
2.1. Redes de comunicación.....	Error! Bookmark not defined.
2.1.1. Tipos de redes	19
2.1.1.1. LAN.....	19
2.1.1.2. WAN.....	19
2.1.1.3. MAN.....	19
2.1.1.4. PAN.....	20
2.1.1.5. BAN.....	21
2.1.2. Redes inalámbricas	22
2.1.2.1. WiFi.....	22
2.1.2.2. Bluetooth.....	23
2.1.2.3. Zigbee.....	24
2.1.2.4. Diferencias.....	25
2.2. Sensores.....	27
2.2.1. Biosensores	28
2.2.1.1. Aplicaciones.....	29
2.3. ECG	30
2.3.1. Electrocardiografo	31
2.4. Estado del arte.....	32
2.4.1. A portable wireless biometric multi-channel system	32
2.4.1.1. Arquitectura del sistema.....	33
2.4.1.2. Módulo de adquisición y transmisión (ATM).....	34
2.4.2. Flexible PDMS electrode for one-point wearable wireless bio- potential acquisition.....	35

2.4.2.1. Circuito de adquisición inalámbrico para ECG.....	36
2.4.3. Multi-sensor system with Bluetooth connectivity for non-invasive measurements of human body physical parameters	37
2.4.3.1. Sensor.....	38
2.4.3.2. Amplificador.....	38
2.4.3.3. Transmisión de datos.....	39
CAPITULO 3. MATERIALES Y METODOS	39
3.1. Material utilizado.	39
3.2. Desarrollo del proyecto.	46
CAPÍTULO 4. RESULTADOS	57
CAPITULO 5. CONCLUSIONES	63
BLIBLIOGRAFÍA	65

Índice de figuras

Figura 1. Equipo de monitoreo.....	14
Figura 2. Red de monitoreo.....	15
Figura 3. Red de comunicación.....	17
Figura 4. Rango de distintos tipos de redes de comunicación.....	18
Figura 5. Tabla de comparaciones entre los estándares 802.11, 802.11a y 802.11b...	23
Figura 6. Tabla de especificación de Bluetooth.....	24
Figura 7. Comparación de Zigbee y Bluetooth.....	25
Figura 8. Diferencias en las tecnologías inalámbricas.....	26
Figura 9. Aplicaciones de WiFi, Bluetooth y Zigbee.....	27
Figura 10. Galvanómetro de Einthoven.....	30
Figura 11. Posicionamiento de los electrodos para formar el triangulo de Einthoven...	31
Figura 12. Arquitectura del sistema multicanales inalámbrico.....	33
Figura 13. Diagrama a bloques del sistema de electrodo flexible para adquisición de biopotenciales.....	36
Figura 14. Diagrama a bloques de sensor con conectividad Bluetooth.....	37
Figura 15. Amplificador de instrumentación.....	40
Figura 16. Tabla de especificaciones OPAMP TL084.....	40
Figura 17. Filtro pasa banda utilizado a la salida del amplificador de instrumentación.	41
Figura 18. ECG obtenida del simulador de paciente.....	42
Figura 19. Tabla de especificaciones módulos Xbee.....	42
Figura 20. Módulo Xbee utilizado para transmisión y recepción.....	43
Figura 21. Programación del módulo transmisor.....	44
Figura 22. Programación del módulo transmisor.....	45
Figura 23. Señal con PWM obtenida en el módulo receptor.....	45

Figura 24. Señal obtenida después del filtro pasa bajas.....	47
Figura 25. Diagrama electrónico del sistema propuesto.....	48
Figura 26. Derivación LA (Ch2) y RA (Ch1) con respecto a tierra.....	48
Figura 27. Derivación LA menos RA.....	49
Figura 28. Sistema propuesto con derivación C2 como referencia.....	50
Figura 29. Derivación RA (Ch1) y LA (Ch2) con respecto a C2.....	50
Figura 30. Derivación LA menos RA.....	51
Figura 31. Diagrama electrónico del sistema con C2 como referencia.....	51
Figura 32. Derivación LA (Ch1) y derivación RA (Ch2).....	52
Figura 33. Ecuación para obtener el voltaje de salida de los amplificadores.....	52
Figura 34. Señal obtenida después de restar las derivaciones RA con LA.....	53
Figura 35. Transmisión de derivación RA con respecto a C2. El canal 1 muestra la señal antes de ser transmitida, mientras que el canal 2 muestra la salida del receptor.....	53
Figura 36. Transmisión de derivación LA con respecto a C2. El canal 1 muestra la señal antes de ser transmitida, mientras que el canal 2 muestra la salida del receptor.....	54
Figura 37. Señales de entrada invertidas.....	55
Figura 38. Electrodo conectado al paciente.....	56
Figura 39. Derivaciones LA y RA con el sistema de 4 electrodos.....	57
Figura 40. Señal original (CH2) y señal transmitida (CH1).....	57
Figura 41. Sensor para derivación LA.....	58
Figura 42. Diagrama electrónico del sensor de LA.....	59
Figura 43. Sensor de LA.....	59
Figura 44. Señal de LA menos LA'.....	60
Figura 45. Señal de LA transmitida utilizando módulos XBee.....	61
Figura 46. Señal de RA.....	61

Figura 47. Señal de LL.....	62
Figura 48. Derivación I (Señal LA menos RA).....	62
Figura 49. Derivación II (Señal LL menos RA).....	63
Figura 50. Derivación III (Señal LL menos LA).....	63

Objetivo

Crear un sistema de sensores que sean capaces de captar, amplificar, filtrar y transmitir las señales eléctricas del cuerpo hacia un electrocardiógrafo de forma inalámbrica, para su posterior análisis por especialistas del área.

Para lograr este objetivo es necesario cumplir con otros objetivos individuales, los cuales son:

- Diseñar sensores que permitan adquirir señales de biopotenciales con circuitos amplificadores activos.
- Desarrollar un sistema de transmisión inalámbrica que permita mejorar la calidad de las señales y el mínimo espacio disponible.
- Desarrollar un sistema de recepción y formación de señal de ECG, que permita el análisis de las formas de onda por un especialista médico.

Justificación

Según los datos reportados por el INEGI en el 2012, de las 14,756 muertes en el estado de Baja California, el 19% están relacionadas con las enfermedades cardiovasculares. El Electrocardiograma convencional (ECG) representa una de las técnicas de pre-diagnóstico no invasivo de mayor recurrencia en estudios de prevención de Infarto Agudo al Miocardio (IAM). Aunado a esto, la llamada Electrocardiografía de Alta Resolución (ECGAR) ha mostrado mejores resultados en la prognosis de potenciales tardíos ventriculares, que desencadenan en IAM y posteriormente en la llamada Muerte Súbita Cardíaca. Actualmente existen equipos médicos personales y portátiles, los cuales, pueden llevarse a cualquier parte. El paciente se conecta los sensores al cuerpo y estos a su vez están conectados a un dispositivo, el cual amplifica, filtra y transmite la señal eléctrica a un dispositivo remoto. El problema con estos instrumentos es que los sensores y el dispositivo de amplificación se encuentran unidos por cables, los cuales pueden causar interferencias con las señales captadas o incluso pueden jalarses y provocar que se desconecte el sensor. La mala conductividad de los cables, la interferencia que causan señales ajenas al sistema (ya que podrían funcionar como antenas), el poder causar un daño físico al cableado y el causar desconexiones al realizar movimientos, son algunos de los problemas que podemos encontrar en los sistemas de electrocardiografía con cables.

Zigbee se utiliza donde se requiere una pequeña transferencia de datos, principalmente se utiliza en sensores para el área de la domótica (automatización de hogares), estos sensores controlan aspectos tales como la temperatura, iluminación o seguridad de los hogares. Estos sistemas de sensores pueden formar una red tan amplia como para controlar los aspectos del hogar para el confort de las personas. Además de las aplicaciones anteriormente mencionadas, esta tecnología se ha empezado a utilizar en el área de la medicina para monitorear los signos vitales de los pacientes por medio de una serie de sensores colocados en el cuerpo [1].

Zigbee puede ser utilizado para automatización de edificios, en el monitoreo de signos vitales de personas, controles remotos, servicios de telecomunicación, sistemas de ahorro de energía, etc..

CAPITULO 1 – INTRODUCCIÓN

Las tecnologías de comunicación avanzan día a día en todos los ámbitos, estas tienen el potencial de cambiar la vida de las personas haciendo mucho más accesible cualquier clase de información, ya sea académica, informativa, comunicación con otras personas, datos, archivos, etc., y todo esto desde cualquier lugar en el que nos encontremos.

Esta comunicación puede ser transmitida de distintas formas, ya sea comunicación oral, escrita, señales, digital, etc., y esta a su vez puede ser retransmitida por cualquier otro medio de comunicación con los cuales se le puede facilitar a las personas entender el mensaje.

En este proyecto se propone el desarrollo de un sistema de transmisión de biopotenciales cardiacos para el monitoreo continuo de pacientes utilizando tecnología Zigbee para la transmisión de las señales captadas.

Los sistemas de comunicación básicos constan de un mensaje, un transmisor, un canal o medio de comunicación y un receptor.

Como se mencionó anteriormente, el mensaje puede ser cualquiera y el transmisor puede utilizar cualquier medio para enviarlo.

En la actualidad, los mensajes que más se transmiten se encuentran en forma de datos. Estos datos pasan por el mismo sistema de comunicación ya mencionado. El transmisor suele ser algún dispositivo electrónico, el canal o medio puede ser una red de cables o fibra óptica, la cual tiene como limitante la distancia de los cables, o puede

ser algún método inalámbrico, como WiFi, Bluetooth, infrarrojo, etc..Finalmente, el receptor consiste en otro dispositivo electrónico, el cual decodifica los datos para que sean comprensible para las personas. [2]

El canal es algo muy importante en los sistemas de comunicación, ya que, es el que nos va a definir la velocidad de transmisión del sistema. Si un transmisor es capaz de enviar 10Mb/seg y el canal que va a utilizar solo soporta 1Mb/seg, no se aprovecha al máximo la capacidad del transmisor. Por lo tanto, es fundamental que el canal soporte la velocidad de transmisión que se va a utilizar [3].

Si el canal es capaz de soportar la velocidad de transmisión deseada, o incluso superarla, se puede transmitir el mensaje sin problema alguno y sin retrasos.

Los medios alámbricos son los canales con mayor velocidad para la transmisión de datos, pero esto implica tener que conectar al transmisor directamente al receptor. Por su parte, los medios inalámbricos proporcionan la comodidad de transmisión de datos desde cualquier parte pero con una menor velocidad de transmisión. En los últimos años, la tecnología inalámbrica ha tenido un crecimiento acelerado y compite con los medios alámbricos en cuanto a velocidad de transmisión, a pesar de esto aun no ha podido superarlos. [4]

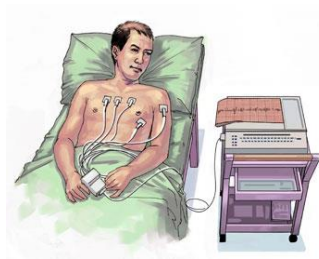
En este trabajo se describe la realización de un sistema de 3 sensores inalámbricos de monitoreo para un electrocardiógrafo. Cada uno de estos sensores capta, amplifica y transmite un potencial eléctrico para el monitoreo de la actividad eléctrica del corazón. La transmisión de datos es llevada a cabo por módulos XBee, los cuales utilizan

protocolo Zigbee. A la salida de los módulos receptores se utilizó un amplificador de instrumentación para la realización, logrando obtener un electrocardiograma.

ANTECEDENTES

En la industria médica, los datos más importantes que se tiene son los signos vitales de las personas, quienes deben ser monitoreados constantemente dentro de hospitales, clínicas, el hogar o desde el lugar donde se encuentren. Todo esto es, únicamente, para asegurar su correcto cuidado y poder actuar a tiempo en caso de alguna emergencia.

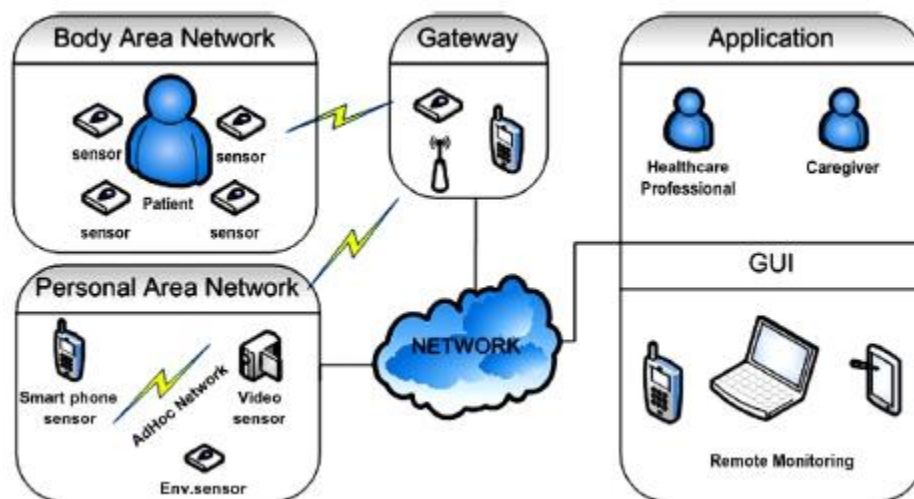
En hospitales y clínicas, es bastante común ver a pacientes conectados a un monitor, el cual se encuentra en la misma habitación y de este se desprende una serie de cables que se encuentran conectados a los sensores, los cuales van directamente al paciente para así poder tomar sus signos vitales (Figura 4). Esta información únicamente puede ser vista por el personal que esté en contacto directo con el paciente debido a que estos monitores no son portátiles y el alcance de los cables es muy corto. En los hogares, difícilmente encontraremos esta clase de equipos ya que suelen tener precios muy elevados y se necesitaría tener un médico en casa para la interpretación de resultados.



Fuente: <http://radesrd.com/electrocardiograma.html>

Figura 1. Equipo de monitoreo

La tecnología inalámbrica ha proporcionado una nueva forma de monitoreo a distancia que hoy en día se está convirtiendo en una realidad. Algunos sistemas proponen el uso de una red inalámbrica para la transmisión de señales eléctricas del cuerpo, permitiendo que los signos vitales de una persona puedan ser consultados a distancia, esto contempla que las señales del cuerpo sean transmitidas por sensores conectados al cuerpo mediante un sistema de transmisión inalámbrica de bajo consumo de potencia hacia un receptor cercano. Este receptor se encontrara conectado a internet permitiendo transmitir la señal a cualquier parte del mundo y así se pueda determinar si una persona ocupa atención médica (Figura 2).



*Fuente: Wireless networks for healthcare: A survey.
Hande Alemdar, Cem Ersoy*

Figura 2. Red de monitoreo

Mediante la tecnología inalámbrica los pacientes puedan ser monitoreados a distancia, esto es, el poder tener acceso a los signos vitales sin tener que estar en contacto directo con la persona y no descuidar el monitoreo en ningún momento y de esta manera se podría detectar algún cambio en los signos vitales del paciente [5].

Además del monitoreo constante y a distancia, el paciente tendrá mayor libertad de movimiento al no estar conectado directamente mediante cables a un monitor que este limitado por la distancia de los cables que maneje.

Los sensores colocados en el cuerpo de las personas podrán medir distintos parámetros, por ejemplo: temperatura corporal, presión sanguínea, electrocardiograma, electroencefalograma, posición del cuerpo, glucosa, saturación de oxígeno, y otros signos vitales. Además, esta red también podría conectarse con otros tipos de aparatos electrónicos como micrófonos, GPS, etc., esto nos da una amplia variedad de usos y herramientas para que el personal médico pueda actuar a tiempo [6][7].

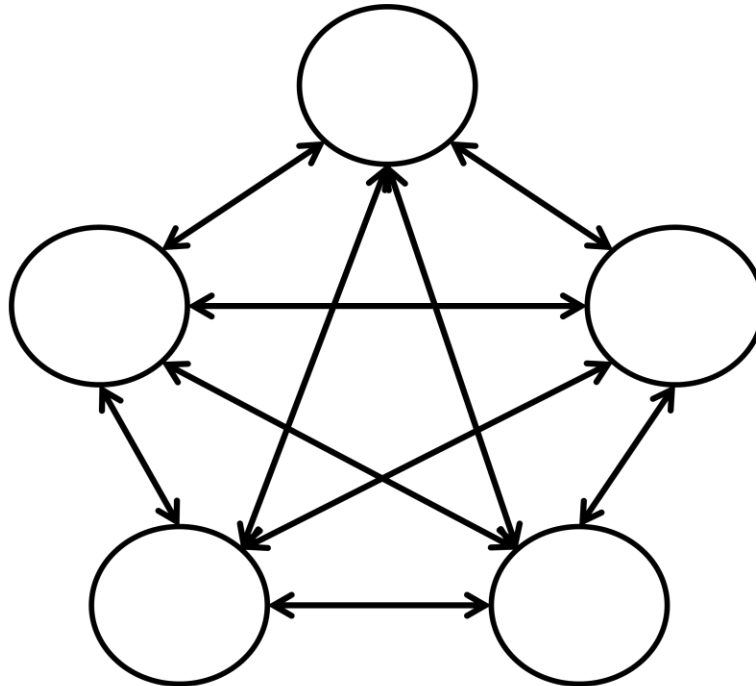
Existen diversas investigaciones acerca de la tecnología inalámbrica en instrumentación médica ya que el cuidado de los pacientes es de suma importancia y se necesitan tener en constante monitoreo desde donde se encuentren, ya sea en el hogar, trabajo, de viaje o mientras se ejercita. Estas investigaciones tienen como propósito la mejora continua en la calidad de las señales transmitidas, la comodidad de las personas, poder detectar diversos síntomas de enfermedades, etc. [8].

CAPÍTULO 2 – MARCO TEÓRICO

2.1 REDES DE COMUNICACIÓN

Una red de comunicación es una infraestructura que proporciona los elementos necesarios para mantener un intercambio de información a distancia entre dos o más personas (Figura 3). Sin una infraestructura adecuada, no sería capaz el intercambio

de información a grandes velocidades y existiría una saturación en las distintas bandas de frecuencia, esto afecta a las tecnologías inalámbricas.



Fuente: Propia del autor.

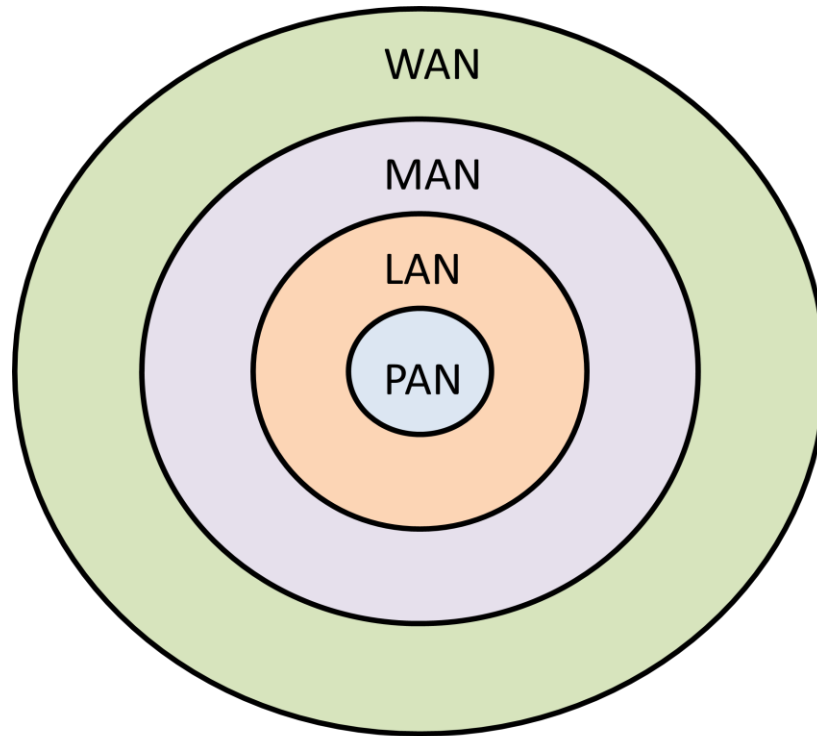
Figura 3. Red de comunicación.

Existen diversos tipos de redes y cada una tiene diversos rangos de frecuencia, distancia, velocidades, usos, componentes [5].

Algunos tipos de redes son:

- Red de Área Local (LAN)
- Red de Área Metropolitana (MAN)
- Red de Área Amplia (WAN)
- Red de Área Personal (PAN)

- Red de Área Corporal (BAN)



Fuente: Propia del autor.

Figura 4. Rango de distintos tipos de redes de comunicación.

2.1.1 TIPOS DE REDES

2.1.1.1 LAN

Una red de área local (LAN por sus siglas en inglés), es un conjunto de equipos interconectados entre sí y que pertenecen a una misma área, su extensión se limita a

una distancia de 200 metros. Por lo general estos equipos utilizan una misma tecnología para conectarse.

Las redes LAN pueden contener un máximo de hasta 1000 usuarios conectados simultáneamente, esta clase de redes puede ser empleada en empresas o zonas pequeñas [9].

2.1.1.2 WAN

Las redes de área amplia (WAN por sus siglas en inglés), es la unión de varias redes LAN para crear una única red, estas redes pueden abarcar países completos permitiendo el intercambio de información entre todas las personas conectadas.

A diferencia de una red MAN, este tipo de redes abarcan una locación geográfica mucho más extensa. Estas redes pueden utilizar distintos tipos de tecnología para conectarse entre sí. [10]

2.1.1.3 MAN

Una red de área metropolitana (MAN por sus siglas en inglés), es una red de banda ancha que abarca un área geográfica extensa. Esta red es un conjunto de redes LAN interconectadas a través de lo que es una ciudad, facilitando así el intercambio de información entre las personas de la misma. [11]

2.1.1.4 PAN

Una red de área personal (PAN) se refiere a la interconexión entre dispositivos de información o “gadgets” individual por usuario (típicamente entre 10 metros).

Estos dispositivos pueden incluir laptops, PDAs, teléfonos celulares, impresoras, PCs, o cualquier otro dispositivo computacional.

Las redes de acceso personal también se conocen como Redes Inalámbricas de Acceso Personal (WPAN).

El espacio personal abarca toda el área que puede cubrir la voz. Puede tener una capacidad en el rango de los 10 bps hasta los 10 Mbps. Algunas tecnologías para este rango de cobertura (ejemplo, Bluetooth) operan en la frecuencia libre de 2.4 GHz.

Los sistemas PAN podrán operar en las bandas libres de 5 GHz o quizás mayores a éstas. PAN es un concepto de red dinámico que exigirá las soluciones técnicas apropiadas para esta arquitectura, protocolos, administración, y seguridad.

PAN representa el concepto de redes centradas en las personas, y que les permiten a dichas personas comunicarse con sus dispositivos personales (ejemplo, PDAs, tableros electrónicos de navegación, agendas electrónicas, computadoras portátiles) para así hacer posible establecer una conexión inalámbrica con el mundo externo. [12]

2.1.1.5 BAN

Las redes de área corporal (BAN o WBAN) son redes de comunicación inalámbrica entre dispositivos de baja potencia utilizados en el cuerpo, consiste en un conjunto móvil y compacto de comunicación entre, por ejemplo: micrófonos, auriculares, sensores, etc.

También la red puede estar formada por dispositivos (sensores) de baja potencia implantados en el cuerpo, estos dispositivos controlan los parámetros

vitales del cuerpo y movimientos. Estos dispositivos se comunican a través de las tecnologías inalámbricas, transmiten datos desde el cuerpo a una estación base, de donde los datos pueden ser remitidos a un hospital, clínica o a otro lugar, en tiempo real.

La tecnología WBAN está aún en su etapa inicial, esta servirá para una variedad de aplicaciones, incluyendo médicas, electrónica de consumo, entretenimiento y otros. La tecnología, una vez aceptada y aprobada, será un gran avance, sobre todo en la asistencia médica.

Las aplicaciones iniciales de WBAN se esperan principalmente en el campo de la asistencia médica, sobre todo para la vigilancia continua de parámetros vitales de los pacientes que sufren de enfermedades crónicas como la diabetes, el asma y los ataques cardíacos.

Otras aplicaciones de esta tecnología WBAN incluyen deportes, electrónica, aplicaciones militares, o de seguridad. La extensión de la tecnología a nuevas áreas también podría ayudar a la comunicación sin fisuras, por los intercambios de información entre las personas, o entre personas y máquinas [13].

2.2.1 REDES INALAMBRICAS

2.2.1.1 WIFI

WiFi surgió por la necesidad de crear una tecnología inalámbrica que fuera compatible entre dispositivos. La norma IEEE 802.11 se diseñó para sustituir el equivalente de las

capas físicas y MAC de la norma 802.3. Por lo tanto, lo único que diferencia a una red Ethernet y a una WiFi es en cómo se transmiten los paquetes de datos. Una red WiFi es completamente compatible con todos los servicios de una red Ethernet.

WiFi hace posible aplicaciones a distancias de hasta 100 metros alrededor de un punto de acceso y posee la capacidad de generar redes de área local.

Existen 3 estándares a tomar en cuenta para el uso de WiFi, estos estándares nos definirán que bandas de frecuencia e pueden utilizar para el uso de esta tecnología [14].

802.11a

Este estándar opera en el orden de los 5 GHz por lo que está presente dentro de la banda de súper altas frecuencias, la cual abarca de los 3 GHz hasta los 30 GHz. La banda que utiliza este estándar se denomina U-NII, la cual, al igual que la ISM no necesita una licencia para poder operar. Esta banda tiene la ventaja de no ser tan utilizada, por lo cual, tiene menor interferencia comparada con la banda ISM [15].

802.11b

Este estándar opera en la banda ISM, con una frecuencia de 2.4 GHz. En esta banda además operan distintas tecnologías como Bluetooth y Zigbee. La banda ISM tiene 83 MHz y el ancho de banda por canal para 802.11b es de 25 MHz, por lo tanto solamente se pueden utilizar 3 canales simultáneamente [16].

802.11g

Este estándar surge como una mejora del 802.11b, el espacio de operación es el mismo de 2.4 GHz y son compatibles entre los dos [17].

	802.11	802.11a	802.11b
Aprobación	Julio 1997	Septiembre 1999	Septiembre 1999
Banda de frecuencia	2.4 – 2.4835 GHz	5.150 – 5.350 GHz 5.725 – 5.825 GHz	2.4 – 2.4835 GHz
Ancho de banda	83.5 MHz	300 MHz	83.5 MHz
Número de canales	3	12	3
Tasa de transmisión	1, 2 <u>Mbit/s</u>	6, 9, 12, 24, 36, 48, 54 <u>Mbit/s</u>	1, 2, 5.5, 11 <u>Mbit/s</u>
Modulación	FHSS, DSSS	OFDM	DSSS

Fuente: <http://ieeestandards.galeon.com/aficiones1573579.html>

Figura 5. Tabla de comparaciones entre los estándares 802.11, 802.11a y 802.11b.

2.2.1.2 BLUETOOTH

El estándar Bluetooth fue creado en 1994, la idea fue concebida para reemplazar los cables de red existentes, sin embargo, el éxito fue tal que se vio una gran aplicación en distintos dispositivos y se trabajo en una mejor estructura para soportar todas sus aplicaciones [18].

Algunas características que los dispositivos Bluetooth deben de cumplir son:

- Baja potencia (alrededor de los 10μA en modo de espera y 50mA en transmisión/recepción)
- Tamaño (chips de silicón, alrededor de 9mm²)
- Bajo costo

Bluetooth trabaja en la banda ISM de 2.4 GHz, la cual está ubicada en la banda UHF que abarca desde los 300 MHz hasta los 3 GHz.

La banda ISM está definida en los rangos de 902 a 928 MHz y 2.4 a 2.484 GHz.

Estándar	802.15.1
Banda de frecuencia	Banda ISM 2.4 GHz
Corriente transmisión	50 mA
Tasa de transmisión	720 KB/s
Distancia de transmisión	1 – 10+ metros

Fuente: www.bluetooth.com

Figura 6. Tabla de especificación de Bluetooth.

2.2.1.3 ZIGBEE

Es el estándar líder para la implementación de redes inalámbricas de bajo costo, baja tasa de datos y corto alcance con vida útil de batería extendida. Zigbee ha adoptado el estándar IEEE 802.15.4 para su capa física y para el protocolo de control de acceso al medio (MAC). Este puede trabajar en las bandas de frecuencias 868 MHz, 915 MHz y 2.4 GHz con una tasa de transmisión de datos máxima de 250 kbps [19].

Estos dispositivos pueden funcionar en un modo de bajo consumo de potencia, lo que permite que sus baterías duren años.

Algunas de sus características de funcionamiento son:

- Opera en las bandas libres ISM (Industrial, Scientific & Medical) de 2.4 GHz, 868 MHz (Europa) y 915 MHz (Estados Unidos).

- Velocidad de transmisión entre 20-250 kbps.
- Rango de cobertura de 10 a 100 metros.
- Topología en malla.
- Protocolo de comunicación multi-salto.
- Se pueden formar redes que contengan desde dos dispositivos hasta cientos de ellos.

Estándar	Zigbee	Bluetooth
Aplicaciones	Monitoreo y control	Reemplazo de cables
Recursos	4KB – 32KB	250+ KB
Vida de <u>batería</u>	100 – 1000+ días	1 – 7 días
Tamaño de red	Ilimitada	7
Transmisión de datos	20 – 250KB/s	720 KB/s
Rango de transmisión	1 – 100+ metros	1 – 10+ metros
Ventajas	Costo, potencia, seguridad	Costo, conveniencia

Fuente: <https://www.bluetooth.com/> www.zigbee.org/

Figura 7. Comparación de Zigbee y Bluetooth.

2.2.1.4 DIFERENCIAS

La tecnología inalámbrica se utiliza para eliminar la necesidad de cableado en las distintas redes ya mencionadas. Se puede utilizar WiFi, Bluetooth, Zigbee, entre otras tecnologías inalámbricas para mejorar estas redes. Como vemos en la figura 8, se utilizan distintas tecnologías según las necesidades que se requiera.

Estándar	Ancho de Banda	Consumo de potencia	Ventajas	Aplicaciones
Wi-Fi	Hasta 54Mbps	400ma transmitiendo, 20ma en reposo	Gran ancho de banda	Navegar por Internet, redes de ordenadores, transferencia de ficheros
Bluetooth	1 Mbps	40ma transmitiendo, 0.2ma en reposo	Interoperatividad, sustituto del cable	Wireless USB, móviles, informática casera
ZigBee	250 kbps	30ma transmitiendo, 3ma en reposo	Batería de larga duración, bajo coste	Control remoto, productos dependientes de la batería, sensores , juguetería

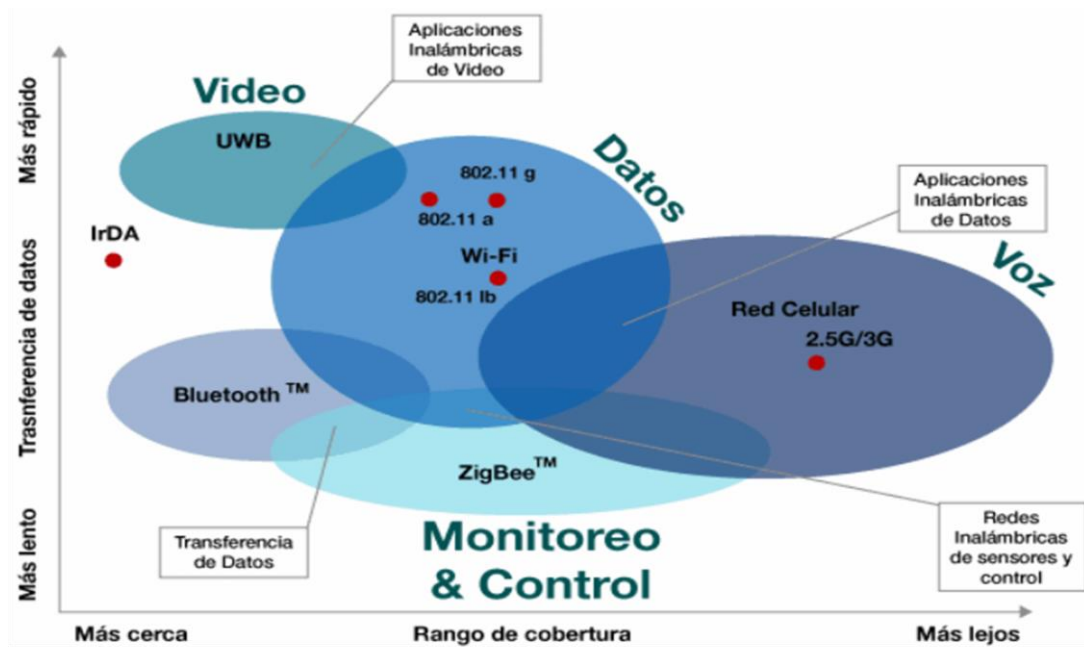
Fuente: <http://es.slideshare.net/santiagocriollo10119/redes-wlan-1-parte>

Figura 8. Diferencias en las tecnologías inalámbricas.

El bajo costo, bajo consumo de potencia, baja complejidad y su baja velocidad de transmisión hace a Zigbee una tecnología ideal para ser utilizado en redes de sensores para monitoreo y control.

La principal ventaja de las redes inalámbricas es la reducción notable de costos, ya que se elimina el cableado que se utiliza en las redes, y la comodidad que permite el movimiento al no estar conectado físicamente a una red. Por el contrario, una desventaja de estas redes, es que se debe tener una seguridad aun mayor, ya que estas señales pueden ser captadas por cualquier dispositivo, es por eso que se utilizan protocolos de seguridad en la información digital.

Dependiendo de las necesidades que se tengan se puede utilizar cualquiera de las tecnologías anteriormente mencionadas, estas no son competencia entre sí, si no que son complementos una de la otra.



Fuente: <https://sx-de-tx.wikispaces.com/ZIGBEE>

Figura 9. Aplicaciones de WiFi, Bluetooth y Zigbee.

2.2 SENSORES

Un sensor es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas y transformarlas en variables eléctricas. Estas variables pueden ser: temperatura, distancia, aceleración, presión, fuerza, humedad, movimiento, pH, etc.

La principal diferencia entre un sensor y un transductor radica en que el sensor no solo cambia el dominio de la variable física medida, sino que además la salida del sensor será un dato útil para un sistema de medición. De este modo, un sensor se puede definir como “un dispositivo de entrada que provee una salida manipulable de la variable física medida” [20].

Los sensores entregan señales eléctricas a la salida, ya sean análogas o digitales, debido a que este tipo de dominio es más utilizado actualmente.

2.2.1 BIOSENSORES

Un biosensor se define como una herramienta o un sistema analítico compuesto por un material biológico que está inmovilizado, del tipo enzimas, anticuerpos, orgánulos. Este material biológico está en contacto con un sistema transductor adecuado que convierte la señal bioquímica en una señal eléctrica que se puede cuantificar, las señales eléctricas que se producen pueden ser continuas o discontinuas. Se emplea un transductor porque es un dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de energía de entrada, en otra diferente a la salida. La elección del componente biológico, además, va a depender de la sustancia, que normalmente se denomina analito, que se quiera analizar o cuantificar; el transductor a su vez también dependerá del biocomponente [21][22].

Un biosensor consta de dos partes fundamentales, las cuales son:

- Un componente biológico que actúa como sensor.
- Un componente electrónico que detecta y transmite la señal.

Existen una gran variedad de elementos que pueden actuar como el componente biológico de un biosensor, algunos ejemplos son:

- Ácidos nucleicos
- Proteínas
- Fitoproteínas

La señal generada por estos elementos puede ser eléctrica, óptica o térmica. Esta señal se convierte en un parámetro eléctrico medible mediante un transductor.

2.2.1.1 APLICACIONES

Los biosensores cuentan con una amplia gama de aplicaciones, estos nos ayudan a controlar temperaturas, signos vitales de personas, calidad del aire, etc. Algunas aplicaciones que existen se enlistan a continuación:

Medio Ambiente

- Monitoreo a procesos medioambientales.
- Detección de contaminantes.

Medicina

- Equipos analíticos de consulta.
- Monitoreo.
- Autoanálisis de pacientes.

Agronomía

- Detección de toxinas o pesticidas.
- Control de calidad.

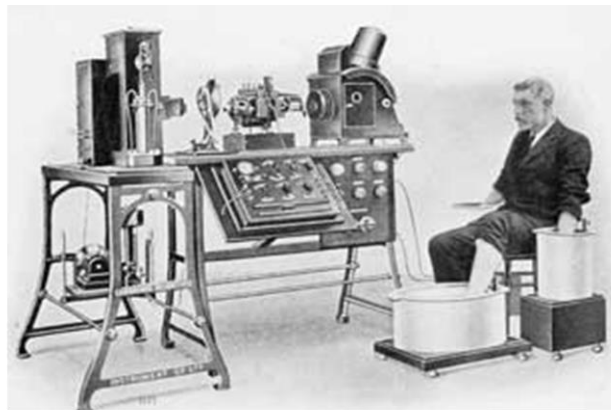
2.3 ECG

Un electrocardiograma es un estudio en el cual se monitorea la actividad eléctrica del corazón. Este estudio nos provee de información importante para determinar si existe algún comportamiento irregular en la actividad cardiaca de una persona [23-25].

En 1882, Alexander Muirhead utilizó un electrómetro de Lippman para poder obtener un registro de los latidos del corazón al conectar cables a la muñeca de un paciente.

La actividad eléctrica que corresponde al latido cardiaco fue descubierta en 1856 por Kolliker y Mueller.

En 1903 Willem Einthoven descubrió el galvanómetro de cuerda, el cual le sirvió para registrar la actividad eléctrica del corazón e introdujo la nomenclatura P, QRS, S y T para las deflexiones registradas en el [26].



Fuente: <http://www.historiadelamedicina.org/einthoven.html>

Figura 10. Galvanómetro de Einthoven.

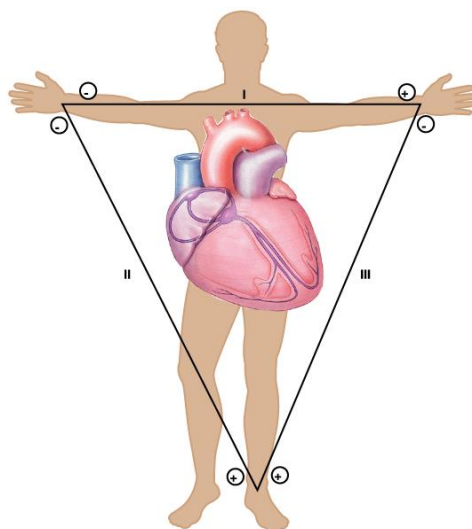
Además de esto describió las características electrocardiográficas de gran número de enfermedades cardiovasculares. Por su trabajo le fue otorgado el premio Nobel de fisiología y medicina [27].

2.3.1 ELECTROCARDIOGRAFO

El electrocardiógrafo es un equipo de diagnóstico clínico, el cual captura las señales eléctricas del corazón mediante una serie de electrodos instalados en el cuerpo [28].

La señal obtenida por el electrocardiógrafo se denomina electrocardiograma o simplemente ECG, y representa la actividad eléctrica del corazón.

Las derivaciones estándar que se obtienen con el electrocardiógrafo son 3, las cuales son D1, D2 y D3. Para la obtención de estas 3 derivaciones es necesario colocar 3 electrodos en distintas regiones del cuerpo. Estos electrodos son colocados en el brazo derecho, el brazo izquierdo y la pierna izquierda del paciente, de esta manera se crea el llamado triángulo de Einthoven.



*Fuente: Universidad de Costa Rica. Facultad de medicina.
Departamento de fisiología.*

Figura 11. Posicionamiento de los electrodos para formar el triángulo de Einthoven.

Estas derivaciones registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades distintas.

- D1: Es la diferencia de potencial entre el brazo derecho y brazo izquierdo.
- D2: Es la diferencia de potencial entre el brazo derecho y pierna izquierda.
- D3: Es la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y pierna izquierda.

El electrocardiógrafo nos ayuda a recolectar estas señales eléctricas y realizar la diferencia de potencial para poder presentarnos el registro en forma de electrocardiograma.

2.4 ESTADO DEL ARTE

2.4.1 A PORTABLE WIRELESS BIOMETRIC MULTI-CHANNEL SYSTEM

Autores: Luciano Boquete (a), José Manuel Rodríguez Ascariz (a), Joaquín Cantos (a), Rafael Barea (a), Juan Manuel Miguel (a), Sergio Ortega (a), Nathalia Peixoto (b)

(a) Electronics Department, Polytechnic School, University of Alcalá, Alcalá de Henares 28871, Madrid, Spain

(b) Neural Engineering Lab, George Mason University, USA

En este artículo se presenta un sistema de 8 canales para la captura de señales bioeléctricas y transmitir las por protocolo Zigbee.

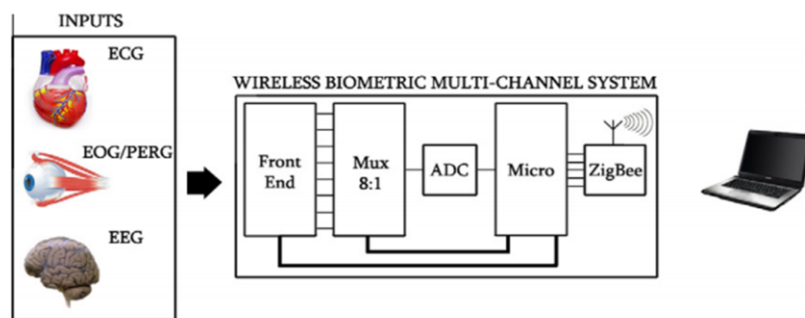
Algunos de los protocolos más comunes en los sistemas biomédicos inalámbricos son: Bluetooth, Zigbee, WiFi, MICS (Servicio de comunicación de implante médico), o telefonía móvil.

Para que un protocolo pueda satisfacer estas aplicaciones médicas, debe ser de bajo consumo de potencia, portable, accesible y viable. Las opciones más obvias entonces son Zigbee y Bluetooth. Sin embargo, Bluetooth es más caro y requiere más potencia. Por lo tanto, Zigbee se convierte en la mejor elección donde la velocidad de la información es baja y los paquetes de información son pequeños.

2.4.1.1 ARQUITECTURA DEL SISTEMA

La arquitectura general del sistema consiste de dos módulos principales:

- Un módulo de adquisición y transmisión (ATM). Este módulo es el responsable de la adquisición, amplificación, digitalización y transmisión de las señales biomédicas.
- PC. Este módulo procesa almacena y muestra la información enviada por el ATM. Además permite ajustar los parámetros del ATM.



*Fuente: A portable wireless biometric multi-channel system.
Luciano Boquete, José Manuel Rodríguez Ascariz, Joaquín Cantos,
Rafael Barea, Juan Manuel Miguel, Sergio Ortega, Nathalia Peixoto*

Figura 12. Arquitectura del sistema multicanales inalámbrico.

2.4.1.2 MÓDULO DE ADQUISICIÓN Y TRANSMISIÓN (ATM)

Este módulo consiste en una parte inicial análoga, un micro controlador Atmega2560v y un transmisor Zigbee.

El ATM es un sistema de adquisición análoga con 8 entradas, las cuales son seleccionadas en orden por un multiplexor (ADG708) antes de la digitalización.

La fuente de poder del sistema consta de baterías recargables de ion-litio (3.75V DC/6.8 A h). La reducción de consumo de potencia se logra usando circuitos integrados que son desactivados cuando la aplicación no está activa. Las baterías pueden ser recargadas desde un puerto USB usando un circuito integrado MAX1555.

El voltaje usado por la mayoría de los circuitos integrados es de 3.3V por lo que es necesario agregar un regulador de voltaje TPS75733

2.4.2 FLEXIBLE PDMS ELECTRODE FOR ONE-POINT WEARABLE WIRELESS BIO-POTENTIAL ACQUISITION.

Autores: Luciano Boquete (a), José Manuel Rodríguez Ascariz (a), Joaquín Cantos (a), Rafael Barea (a), Juan Manuel Miguel (a), Sergio Ortega (a), Nathalia Peixoto (b)

(a) Department of Electrical Engineering, National Cheng Kung University, Tainan 701, Taiwan

(b) Department of Electrical Engineering, Southern Taiwan University, Tainan 710, Taiwan

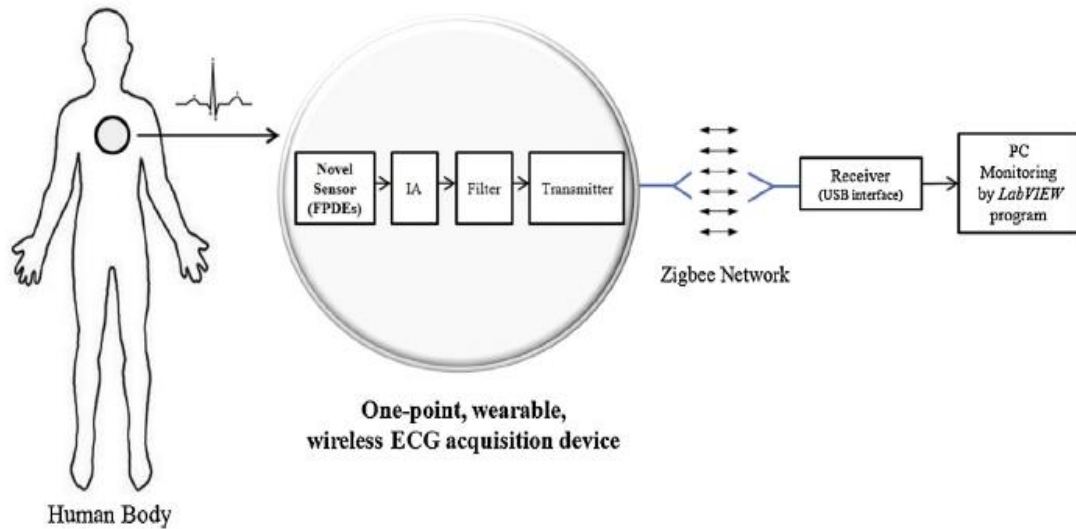
Este artículo propone el uso de un electrodo flexible de poli-dimetilsiloxano (PDMS) para un solo punto, capaz de ser utilizado bajo la ropa y que sea un dispositivo inalámbrico para la adquisición de biopotenciales. El sistema propuesto mide las señales del electrocardiograma y remueve el uso de cables de un sistema de monitoreo normal.

Este artículo hace énfasis en el diseño de un electrodo en seco, esto es, sin la utilización de ningún gel que ayude a la conductividad eléctrica entre el cuerpo y el electrodo.

La razón principal por la que se quiere evitar la utilización de un gel es debido a que este puede provocar irritación o alergias a algunas personas. Por lo tanto en principio se pensó en un electrodo en seco de micro agujas, el cual no ocupa gel para poder transmitir ya que las micro agujas perforan una pequeña parte de la piel. Este electrodo en seco tiene algunas desventajas: (1) Incomodidad al perforar la piel; (2) las agujas se pueden quebrar por no ser lo bastante resistentes; (3) la fabricación de estos electrodos es un poco compleja. Por lo tanto se optó por un electrodo flexible, el cual se adhiere mejor y no causa incomodidad a las personas.

2.4.2.2 CIRCUITO DE ADQUISICIÓN INALÁMBRICO PARA ECG.

El circuito de adquisición consiste en 4 partes: amplificador, filtros, transmisor y receptor (Figura 13).



*Fuente: Flexible PDMS electrode for one-point wearable wireless biopotential acquisition
Chih-Yuan Chen, Chia-Lin Chang, Tsung-Fu Chien, Ching-Hsing Luo.*

Figura 13. Diagrama a bloques del sistema de electrodo flexible para adquisición de biopotenciales.

Se utilizó un amplificador de instrumentación (LT1789), un módulo de transmisión inalámbrica el cual integra un convertidor analógico-digital de 12 bits (CC2530), y un regulador de voltaje (LT1054). Para la amplificación se ajusta la ganancia entre 200-3000, y se filtra la señal del ECG mediante un preamplificador con filtro pasa banda (0.5-100Hz).

2.4.3 MULTI-SENSOR SYSTEM WITH BLUETOOTH CONNECTIVITY FOR NON-INVASIVE MEASUREMENTS OF HUMAN BODY PHYSICAL PARAMETERS.

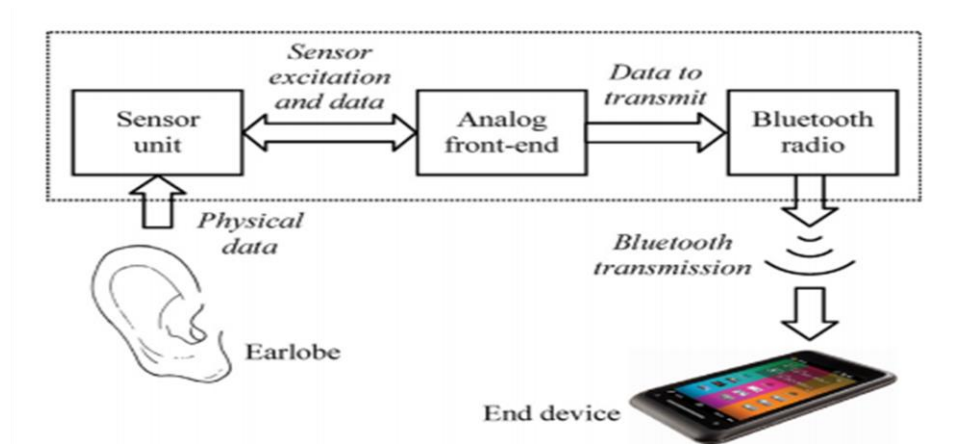
Autores: A. Depari, A. Flammini, S. Rinaldi, A. Vezzoli

Department of Information Engineering, University of Brescia, Via Branze 38, 25123
Brescia, Italy

En este artículo se habla de un sensor inalámbrico no invasivo el cual es capaz de medir distintos parámetros del cuerpo como por ejemplo: cambios en el volumen de sangre de las arterias, pulso, presión de la sangre, y arritmias.

Este sensor se diseñó pensando en el monitoreo de deportistas.

El dispositivo para transmisión y recepción inalámbrica será realizado por Bluetooth de un dispositivo de audio, para hacer más accesible el acceso a esta tecnología.



*Fuente: Multi-sensor system with Bluetooth connectivity for non-invasive measurements of human body physical parameters
A. Depari*, A. Flammini, S. Rinaldi, A. Vezzoli*

Figura 14. Diagrama a bloques de sensor con conectividad Bluetooth.

2.4.3.1.1 SENSOR

Esta unidad consiste en un sensor óptico fotopleetismográfico (PPG) y de 2 electrodos para la medición de la impedancia. El PPG utiliza un fototransistor y un fotodiodo, los cuales se ponen frente a frente dejando la parte a monitorear en medio de ambos. Para asegurar que se encuentren correctamente alineados al momento de estar con el paciente, se utilizaron 2 imanes los cuales aseguran que se coloquen correctamente y

que no se vayan a desprender del paciente. Además, los electrodos metálicos se encargarán de medir la impedancia del cuerpo.

2.4.3.1.2 AMPLIFICADOR

La señal eléctrica es de unos pocos mili volts y es afectada por ruido eléctrico. Por lo tanto, es necesario que esta señal pase por una etapa de filtrado y de amplificación [29].

Para la obtención de la impedancia se puede aproximar el uso de puros componentes capacitivos a 20kHz, por lo que se utiliza un oscilador el cual está por encima de los 20kHz, pero esta señal ya se encuentra fuera de los rangos del sonido, por lo que es necesario utilizar un pre escalador para reducir la frecuencia. La modulación de la señal se hace a través del transistor MOS. De esta forma se obtiene una señal única para ser transmitida.

2.4.3.1.3 TRANSMISIÓN DE DATOS

Para la transmisión de datos se utiliza la tecnología Bluetooth, esto por sus grandes ventajas (ahorro de energía, accesibilidad, etc.) y por que usualmente todos los smartphones son compatibles.

Se optó por transmitir la señal mediante un transmisor Bluetooth de audio, ya que, la mayoría de los dispositivos en el mercado soportan la aplicación de manos libres vía Bluetooth.

Se desarrolló una aplicación para el dispositivo receptor, esto con el fin de que pueda interpretar las señales recibidas y mostrarlas en tiempo real.

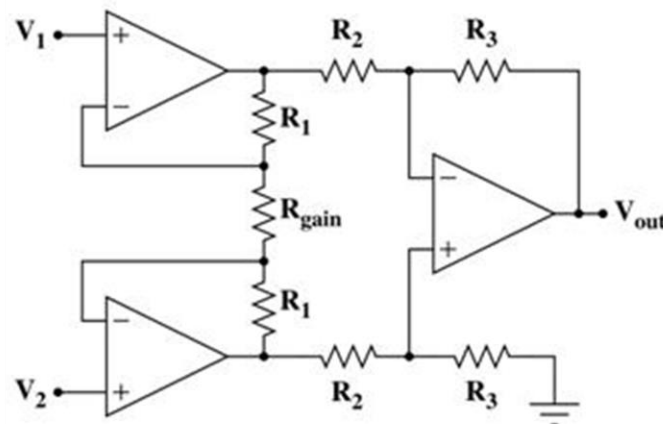
CAPÍTULO 3 – MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 MATERIAL UTILIZADO

Diversas fuentes de información fueron consultadas para analizar trabajos realizados afines al proyecto antes mencionado, muchos de estos mostraban similitudes en cuanto a materiales utilizados se refiere.

El estudio del funcionamiento del electrocardiógrafo fue otra de las investigaciones realizadas. Se analizó el funcionamiento técnico y los materiales que se utilizan en estos, así como la importancia que tienen en la atención médica de los pacientes.

Una vez que se comprendió el funcionamiento de los electrocardiógrafos, se prosiguió a construir uno y ponerlo a prueba. El electrocardiógrafo fue construido con un diseño básico.



Fuente: dewinstrumentos1.blogspot.com

Figura 15. Amplificador de instrumentación.

Para el diseño de este circuito utilizamos el amplificador operacional TL084.

ESPECIFICACIONES OPAMP TL084

Voltaje de operación	±18 V
I _{cc} (por amplificador)	1.4 ~ 2.8 mA
CMRR	70 - 86 dB
Ancho de banda	3 MHz
Offset	3 ~15 mV

Fuente: Propia del autor

Figura 16. Tabla de especificaciones OPAMP TL084.

La ganancia del amplificador está dada por la siguiente fórmula en el caso de que las resistencias R2 y R3 tengan el mismo valor [30]:

$$V_{out} = (V2 - V1) \left(\left(\frac{2R1}{R_G} \right) + 1 \right)$$

Con esta fórmula se determina el material que se va a utilizar para obtener una ganancia que permita apreciar la señal a la salida. Las resistencias R2 y R3 serán de 10 kΩ para que se mantenga la condición de utilizar la formula anterior. Si se utiliza una R1 de 22 kΩ y una R_G de 22 Ω la ganancia será la siguiente:

$$V_{out} = (V2 - V1) \left(\left(\frac{2(22k\Omega)}{22\Omega} \right) + 1 \right)$$

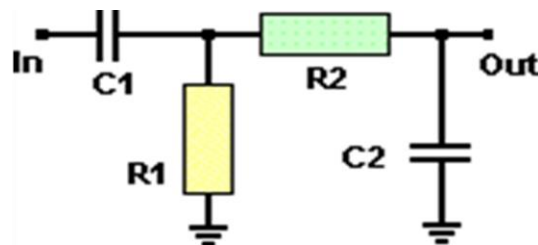
$$V_{out} = (V2 - V1) \left((2(1000)) + 1 \right)$$

$$V_{out} = (V2 - V1)(2000 + 1)$$

$$V_{out} = (V2 - V1)(2001)$$

Esta ganancia sería más que suficiente para poder obtener las señales deseadas.

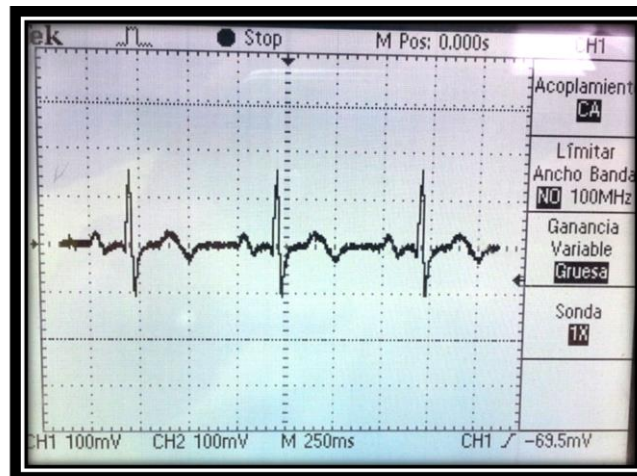
A la salida de este amplificador de instrumentación se utilizó un filtro pasa banda, el cual se diseñó con una frecuencia de corte inferior de 0.5 Hz y una frecuencia de corte superior de 200 Hz. El diseño de este filtro nos permite eliminar cualquier señal de DC indeseada y el ruido eléctrico que el movimiento muscular pudiera causar.



Fuente: <http://unicrom.com/filtro-rc-pasa-banda/>

Figura 17. Filtro pasa banda utilizado a la salida del amplificador de instrumentación.

Se utilizó un simulador de paciente para recrear los voltajes a la entrada del amplificador. Los resultados a la salida fueron los siguientes:



Fuente: Propia del autor

Figura 18. ECG obtenida del simulador de paciente.

Una vez que los resultados mostrados fueron satisfactorios se prosiguió a agregar una etapa de comunicación inalámbrica.

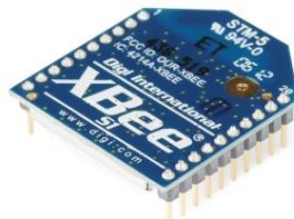
Para la comunicación inalámbrica se utilizaron módulos XBee, los cuales manejan el protocolo Zigbee, el cual es utilizado para la transmisión de señales que ocupan una baja transmisión de datos.

Los módulos utilizados cuentan con las siguientes características:

ESPECIFICACIONES MODULOS XBEE	
Voltaje de operación	2.8 – 3.4 V
Corriente Tx	45 mA
Corriente Rx	50 mA
Frecuencia de operación	2.4 GHz
Distancia de transmisión	30 – 100 m
Velocidad de transmisión	250000 bps

Fuente: Propia del autor

Figura 19. Tabla de especificaciones módulos Xbee



Fuente: Guía del Usuario. XBEE Series 1.

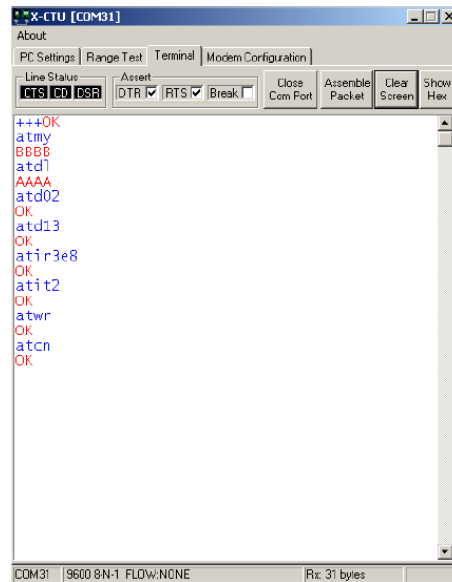
Figura 20. Módulo Xbee utilizado para transmisión y recepción.

Los módulos Xbee cuentan con una función llamada “Cable virtual”, la cual permite la transmisión de señales analógicas. Esta función se describe a continuación.

El módulo transmisor cuenta con un convertidor analógico a digital de 10 bits, este módulo fue programado para muestrear la señal analógica a 1 KHz (esto para cumplir

con el teorema de Nyquist) con esto se tiene una tasa de transmisión de 10 kbps, esto es ampliamente soportado por el módulo Zigbee. Este módulo se configura con la dirección 1 para hacer una transmisión punto a punto con otro.

Para la programación del módulo transmisor, primeramente se ingresa “+++” para poder empezar a ingresar comandos. Con los comandos ATMY y ATDL podemos verificar la dirección del módulo y el destino respectivamente. Se utiliza ATD02 para programar la entrada ATD0 como convertidor analógico digital, por lo que toda señal analógica será convertida a una señal digital de 10 bits. Con ATD13 se programa la entrada ATD1 como entrada digital, por lo que se puede transmitir señales digitales sin necesidad de utilizar el convertidor analógico digital. El comando ATIR sirve para definir el muestreo del convertidor ADC, este se define con un numero hexadecimal, en la imagen 24 fue 3e8 el cual es el número 1000 en decimal; por lo tanto se realizará 1 muestra cada 1000 mili segundos o cada segundo. Este muestreo se redujo a 1 mili segundo para dar una mejor calidad a la señal transmitida. Con el comando ATIT definimos el número de muestras a guardar antes de ser transmitida. ATWR sirve para guardar todos los cambios realizados. Y por último el comando ATCN servirá para salirnos del área de comandos.

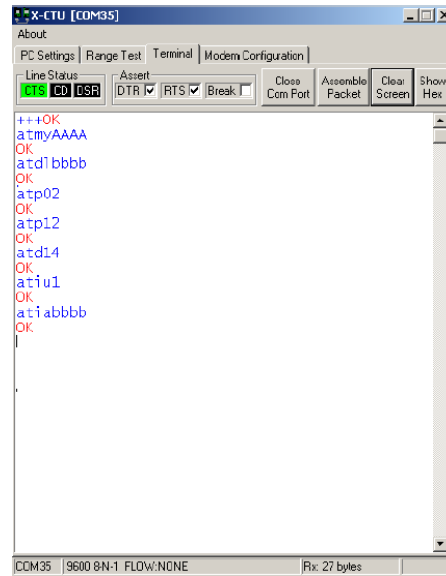


Fuente: Guía del Usuario. XBEE Series 1.

Figura 21. Programación del módulo transmisor.

El módulo receptor se configura con la dirección 2 para recibir las señales del módulo transmisor deseado, en este caso del módulo con dirección 1, este capta la señal digital y lo convierte a formato PWM (Pulse Width Modulation).

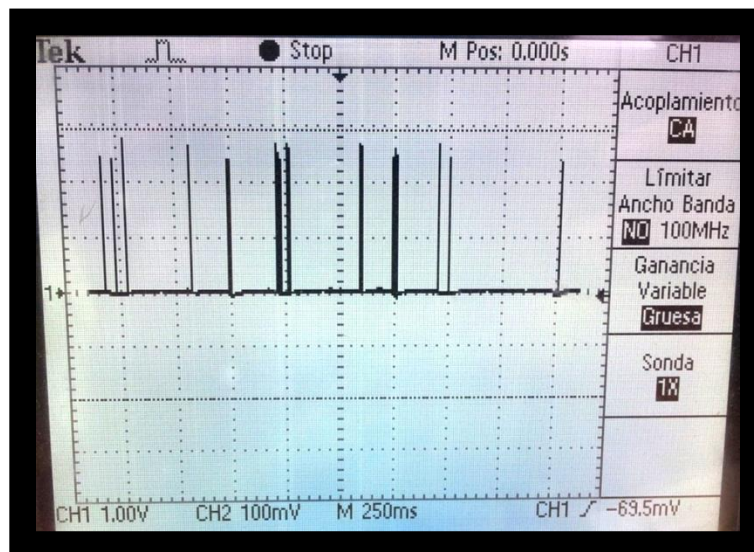
La programación de este módulo es básicamente igual, únicamente se activarán las salidas PWM0 y PWM1 para obtener las señales por estos puertos. Lo anterior se logra con los comandos ATP02 y ATP12. Se activa la salida UART para que todas las señales que lleguen como RF salgan por esta salida. Y finalmente con el comando ATIA se selecciona el módulo sobre el cual se realizara el cable virtual [31].



Fuente: Guía del Usuario. XBEE Series 1.

Figura 22. Programación del módulo receptor.

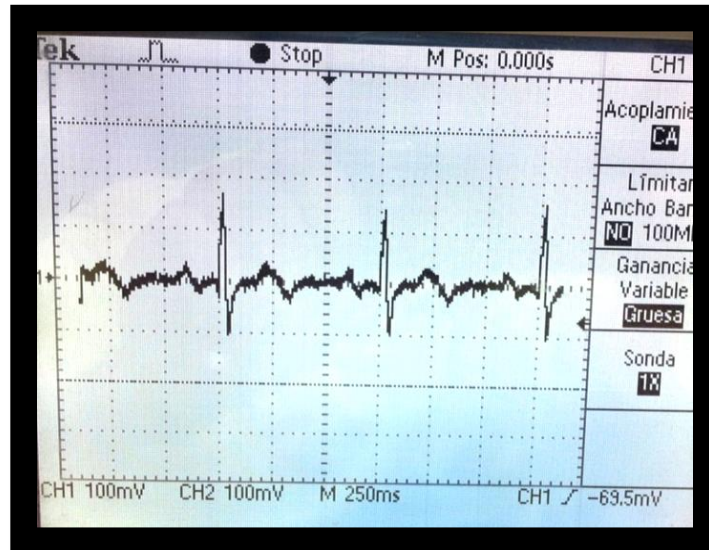
En la salida del receptor se obtiene una señal modulada por ancho de pulso (PWM por sus siglas en inglés).



Fuente: Propia del autor

Figura 23. Señal con PWM obtenida en el módulo receptor.

Para recuperar la señal original es necesario utilizar un filtro pasa-bajas de 180 Hz a la salida del receptor, de esta forma se recupera la señal original [32]. A la salida del receptor se obtiene lo siguiente:

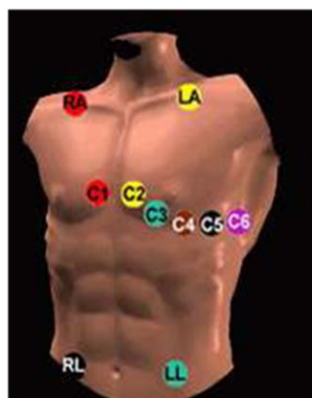


Fuente: Propia del autor

Figura 24. Señal obtenida después del filtro pasa bajas.

3.2 DESARROLLO DEL PROYECTO

Continuando con el desarrollo de los electrodos inalámbricos, se utilizaron dos amplificadores de instrumentación para amplificar por separado cada derivación (RA y LA), con su respectiva etapa de filtrado (Figura 25).



Fuente: Propia del autor

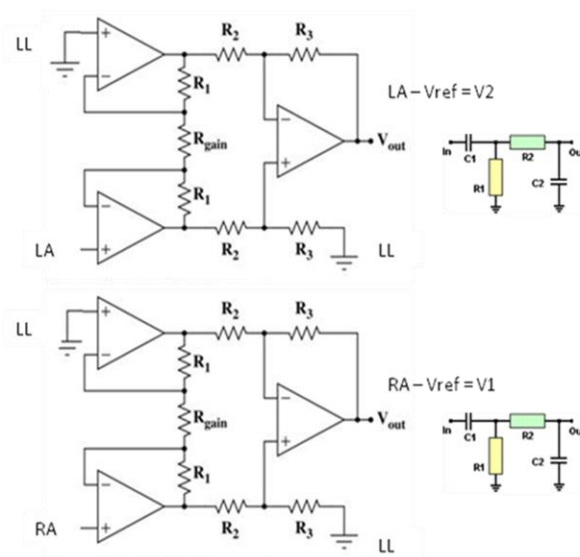
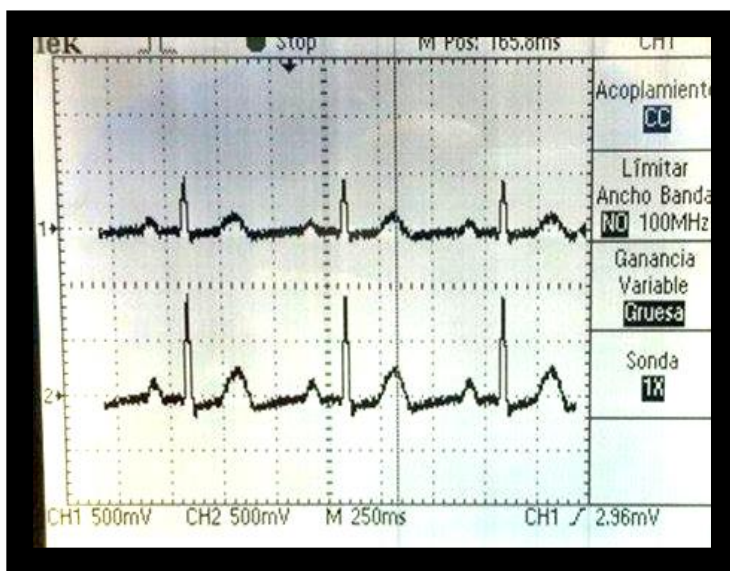


Figura 25. Diagrama electrónico del sistema propuesto.

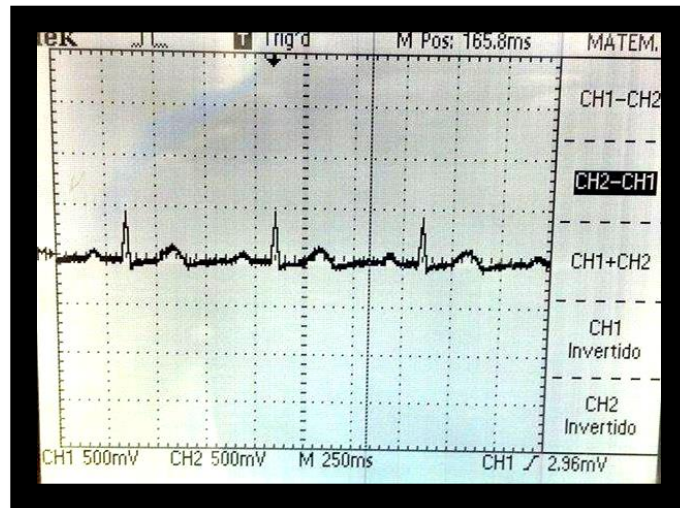
De esta manera se obtuvieron los resultados de cada amplificador de instrumentación, donde se logra observar las derivaciones LA y RA con respecto a un voltaje de referencia (Figura 26).



Fuente: Propia del autor

Figura 26. Ch2: $V_2 = LA - V_{ref}$. Ch1: $V_1 = RA - V_{ref}$.

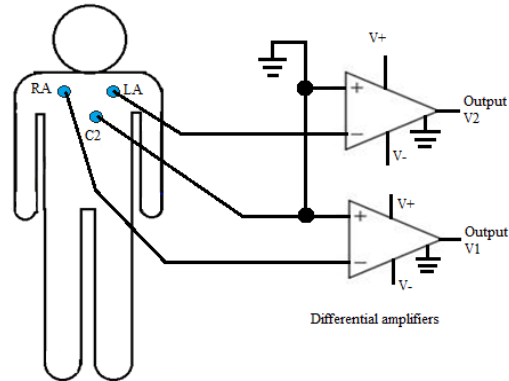
Utilizando el principio del electrocardiógrafo, se resta la señal V1 a la señal V2, obteniendo como resultado la señal de la derivación I del electrocardiograma (Figura 27).



Fuente: Propia del autor

Figura 27. Derivación I. LA menos RA.

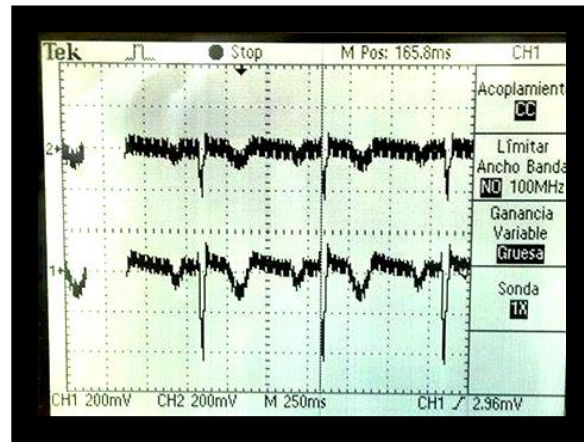
Una vez que se obtuvieron las señales individuales se prosiguió en encontrar un punto en común más cercano a los puntos RA y LA sin que se afectara la forma de onda originales. Finalmente se decidió por utilizar C2, ya que esta no alteraba las formas de onda.



Fuente: Propia del autor

Figura 28. Sistema propuesto con derivación C2 como referencia.

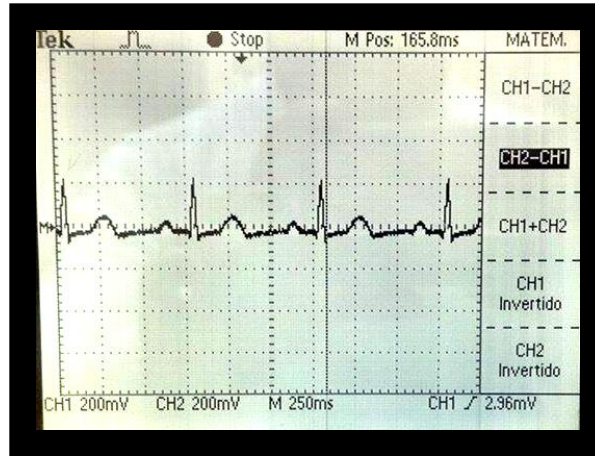
Al colocar el electrodo de referencia en el punto C2, las señales obtenidas anteriormente quedaron con una amplitud negativa (Figura 29).



Fuente: Propia del autor

Figura 29. Ch2: $V2 = LA - C2$. Ch1: $V1 = RA - C2$.

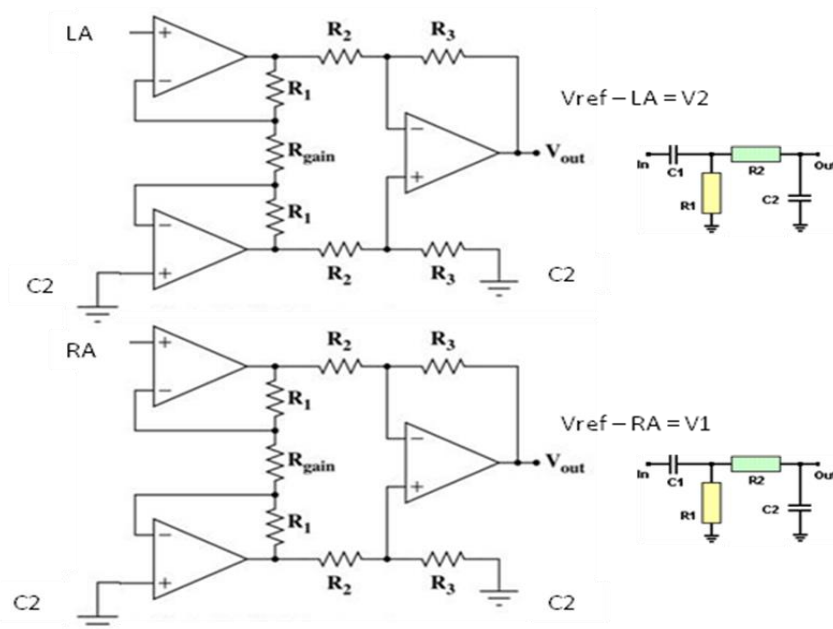
A pesar de que las señales se encontraban con una amplitud negativa se mantenía el mismo resultado al restar las señales, se obtenía la derivación I del electrocardiograma (Figura 30).



Fuente: Propia del autor

Figura 30. Derivación I. LA menos RA con respecto a C2.

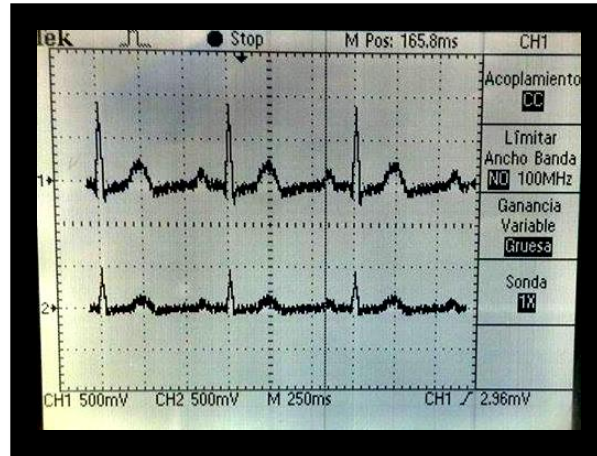
Para invertir las señales, únicamente se intercambian las entradas de los amplificadores diferenciales (Figura 31).



Fuente: Propia del autor

Figura 31. Diagrama electrónico del sistema con C2 como referencia.

Con esto las señales se invierten y se obtienen voltajes positivos a la salida (Figura 32).



Fuente: Propia del autor

Figura 32. Derivación LA (Ch1) y derivación RA (Ch2).

En este punto tenemos que considerar que los voltajes están invertidos, por lo que para obtener la ecuación de la derivación I se utilizan las salidas de cada amplificador de instrumentación (figura 33).

$$\begin{aligned} \text{Ecuación 1} \\ V_2 - V_1 = V_{out} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Ecuación 2} \\ V_{ref} - LA = V_2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Ecuación 3} \\ V_{ref} - RA = V_1 \end{aligned}$$

Sustituyendo ecuación 2 y 3 en 1

$$(V_{ref} - LA) - (V_{ref} - RA) = V_{out}$$

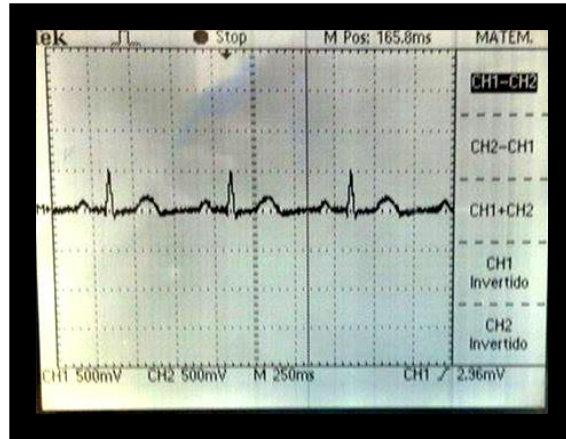
$$V_{ref} - LA - V_{ref} + RA = V_{out}$$

$$-LA + RA = V_{out}$$

Fuente: Propia del autor

Figura 33. Ecuación para obtener el voltaje de salida de los amplificadores.

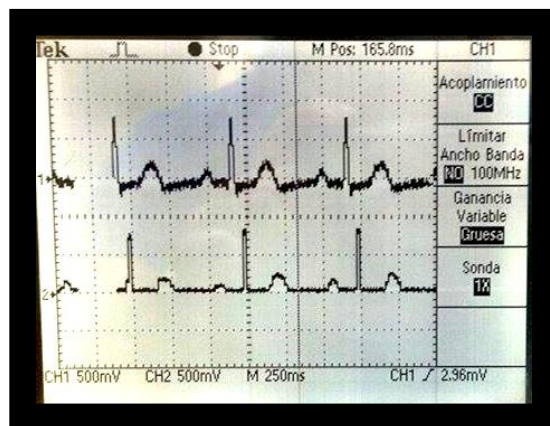
Así, obtenemos que el voltaje de salida final se obtiene de la resta de la derivación del brazo derecho (RA) menos la derivación del brazo izquierdo (LA) y se obtiene la derivación I del electrocardiograma (Figura34).



Fuente: Propia del autor

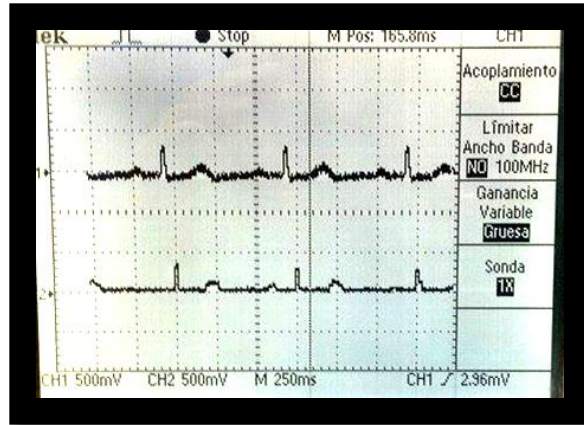
Figura 34. Señal obtenida después de restar las derivaciones RA con LA.

Una vez obtenidos estos resultados se procede a utilizar los módulos Xbee para la transmisión de las derivaciones RA y LA. El canal 1 muestra la señal antes de ser transmitida, mientras que el canal 2 muestra la salida del receptor.



Fuente: Propia del autor

Figura 35. Transmisión de derivación RA con respecto a C2. El canal 1 muestra la señal antes de ser transmitida, mientras que el canal 2 muestra la salida del receptor.



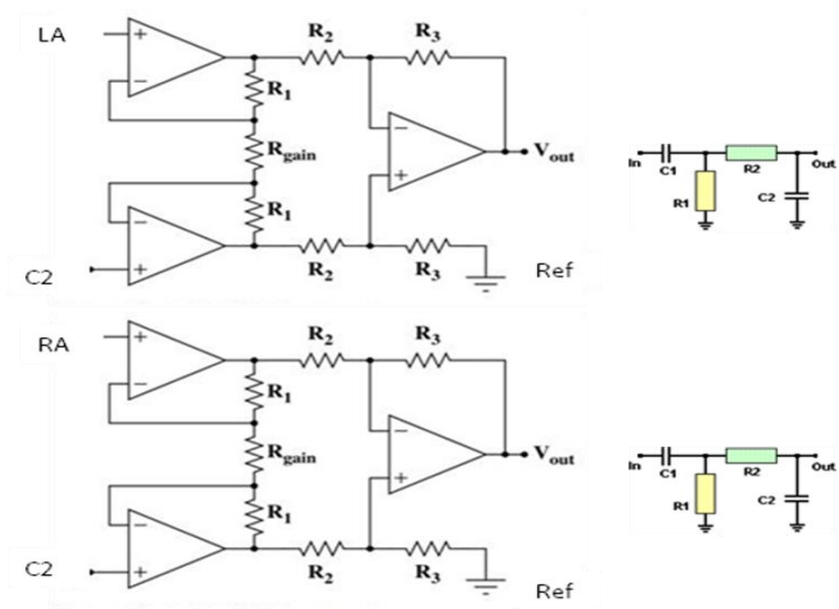
Fuente: Propia del autor

Figura 36. Transmisión de derivación LA con respecto a C2. El canal 1 muestra la señal antes de ser transmitida, mientras que el canal 2 muestra la salida del receptor.

Al momento de conectar el sistema de 3 electrodos a una persona no se pudo apreciar ninguna señal nítida, únicamente se observaba ruido.

Para poder solucionar este problema se experimentó con el electrocardiógrafo convencional, en el cual se quitaba el electrodo de referencia (LL) y se observaba que la señal del ECG se seguía mostrando pero con ruido (esto debido a la falta de una referencia de tierra en el cuerpo). Posterior a esto se movió la referencia a otra parte del cuerpo, esta podría ser cualquier punto del cuerpo. Con esto se observó que la señal volvió a ser nítida y sin ninguna distorsión.

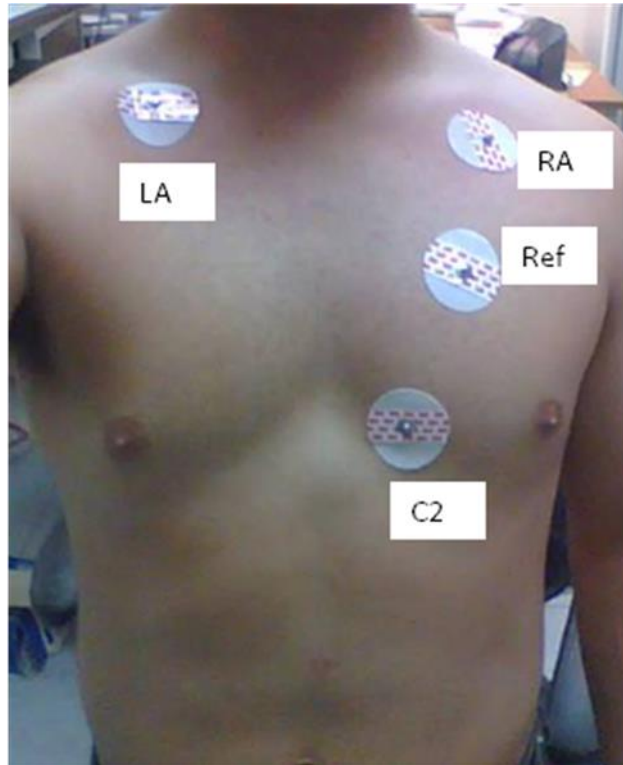
Utilizando este mismo principio, se utilizó una referencia distinta a C2 en nuestro sistema inalámbrico (Figura 37).



Fuente: Propia del autor

Figura 37. Señales de entrada invertidas.

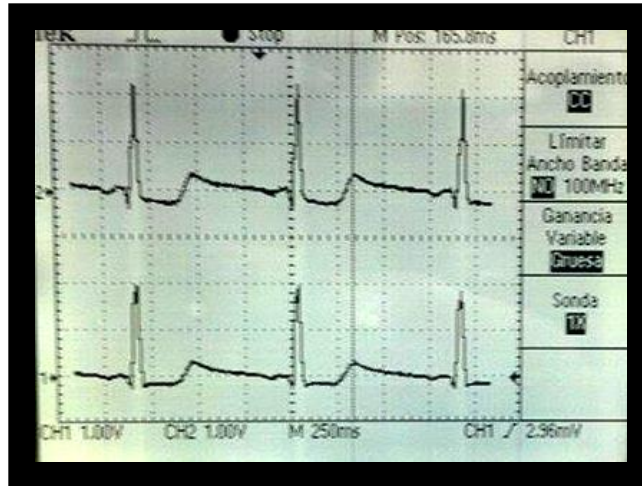
Como ya se mencionó anteriormente, esta referencia puede ir colocada en cualquier punto del cuerpo sin alterar las señales. Por tanto, buscamos un punto cercano a nuestras derivaciones que estamos utilizando (LA, RA y C2).



Fuente: Propia del autor

Figura 38. Electrodos conectados al paciente.

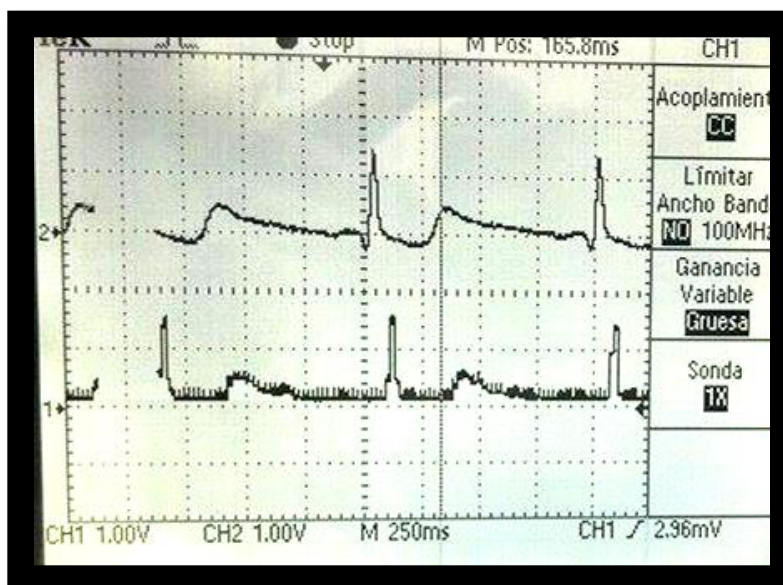
Con esta referencia se solucionó el problema que se tenía anteriormente al momento de conectar en el cuerpo de una persona, donde únicamente se veía ruido, obteniendo como resultado las señales de la derivación RA y LA antes de ser transmitidas (Figura 39).



Fuente: Propia del autor

Figura 39. Derivaciones LA y RA con el sistema de 4 electrodos.

Una vez que se solucionó este problema podemos transmitir las señales (Figura 40), las cuales ya se habían logrado transmitir.



Fuente: Propia del autor

Figura 40. Señal original (CH2) y señal transmitida (CH1).

Posteriormente, se prosiguió a crear los sensores individuales para cada una de las derivaciones RA, LA y LL.

Capítulo 4 – Resultados

Se utilizó el sistema descrito anteriormente para la creación de un sensor que únicamente nos muestre y transmita alguna señal específica, se coloca un electrodo en el punto deseado y a continuación un segundo electrodo sobre la misma línea de la derivación pero en un punto más alejado del corazón.

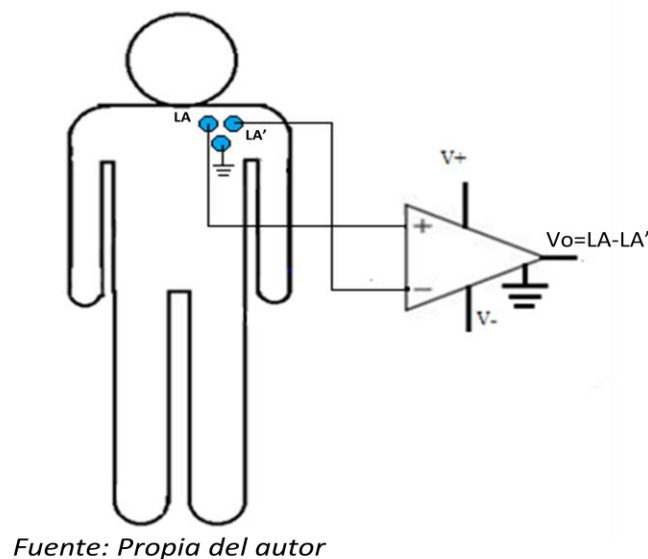
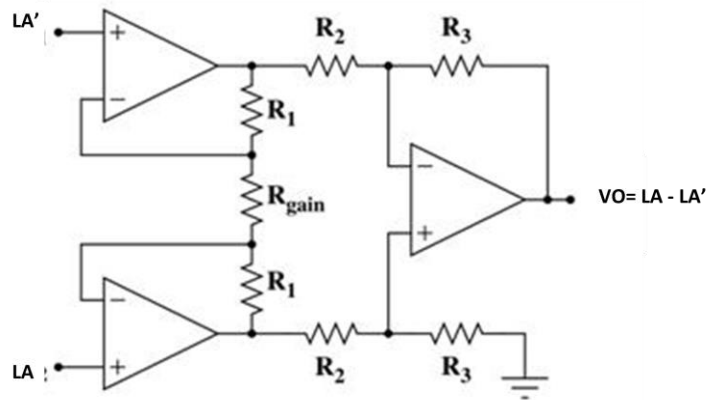


Figura 41. Sensor para derivación LA.

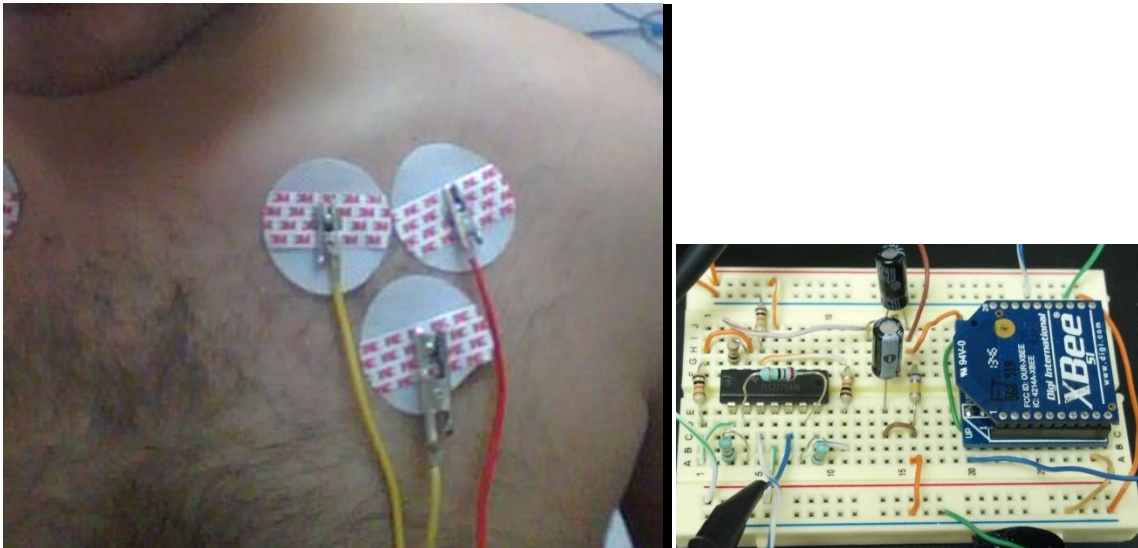
Para la creación del sensor de LA, se procederá a colocar un electrodo sobre este punto y el siguiente sobre la misma línea de la derivación pero más alejado del corazón, como se había mencionado anteriormente, a este punto lo llamaremos LA'. De esta forma el amplificador de instrumentación utiliza el punto LA, LA' y un punto cercano como referencia de tierra (Figura 42).



Fuente: Propia del autor

Figura 42. Diagrama electrónico del sensor de LA.

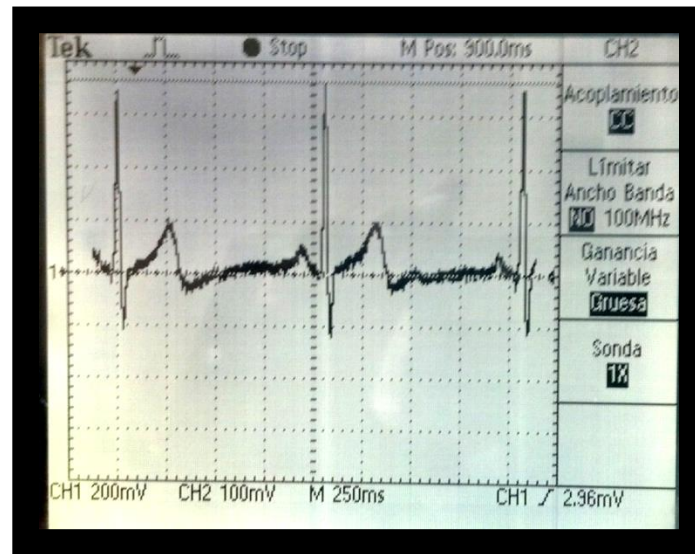
Mientras LA' se encuentre más alejado del corazón, su potencial eléctrico disminuye pero conserva la misma forma de onda que LA . Debido a esto, a la salida del amplificador de instrumentación tendremos una señal de LA atenuada por LA' .



Fuente: Propia del autor

Figura 43. Sensor de LA.

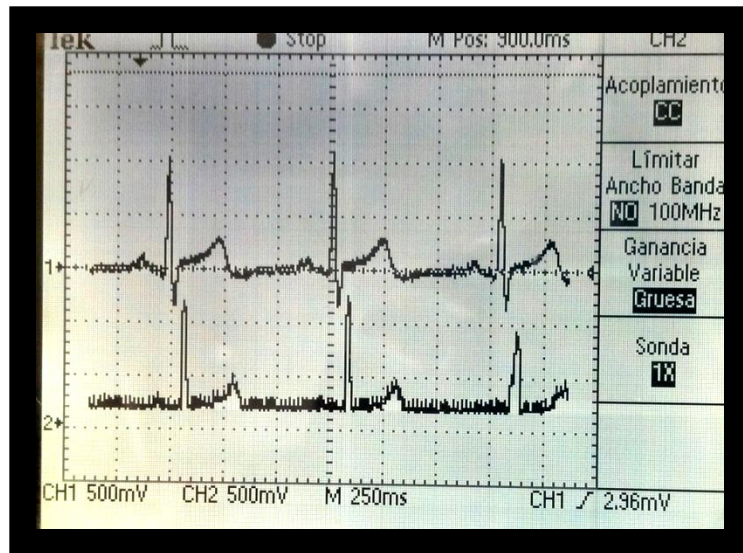
La señal obtenida a la salida del amplificador de instrumentación es la resta del punto LA menos LA' (Figura 44).



Fuente: Propia del autor

Figura 44. Señal de LA menos LA'.

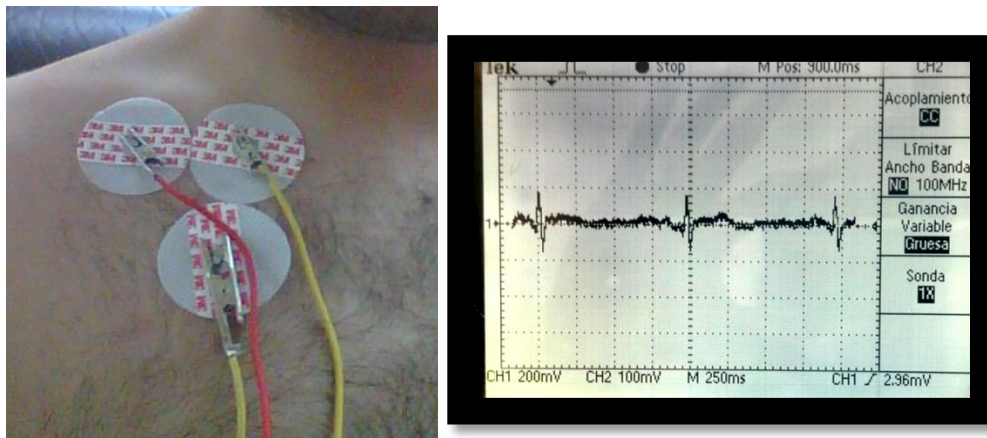
Una vez obtenida la señal procedente de la resta entre LA menos LA' se procede a transmitir con los módulos XBee. El voltaje pico en el intervalo R de la señal obtenida es de 1 volt antes y después de ser transmitida, además el periodo de las señales es de 750 ms (Figura 45).



Fuente: Propia del autor

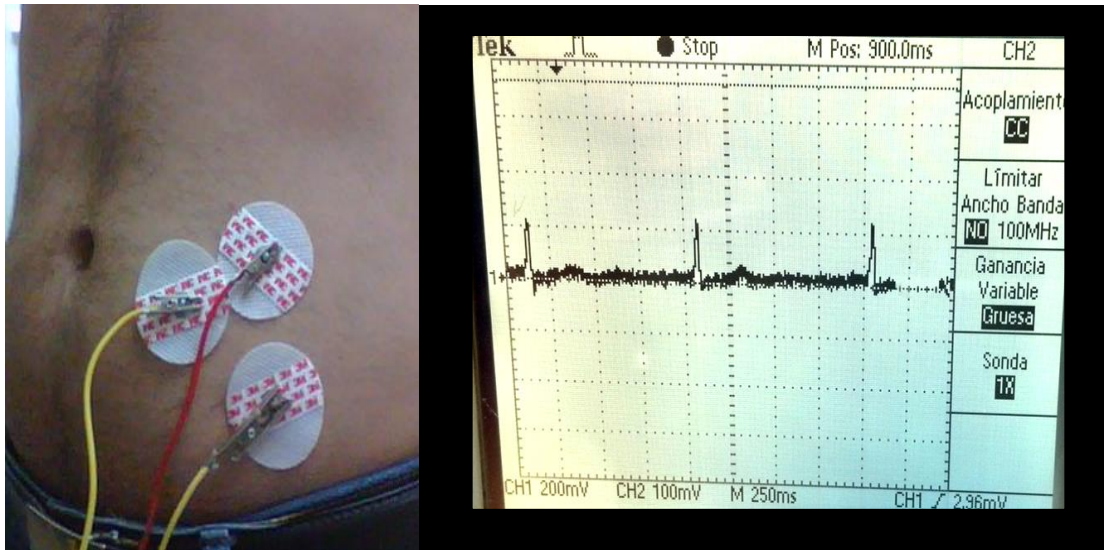
Figura 45. Señal de LA transmitida utilizando módulos XBee.

Una vez obteniendo esto, podemos aplicar el mismo principio a las derivaciones RA y LL.



Fuente: Propia del autor

Figura 46. Señal de RA a la salida del amplificador de instrumentación.

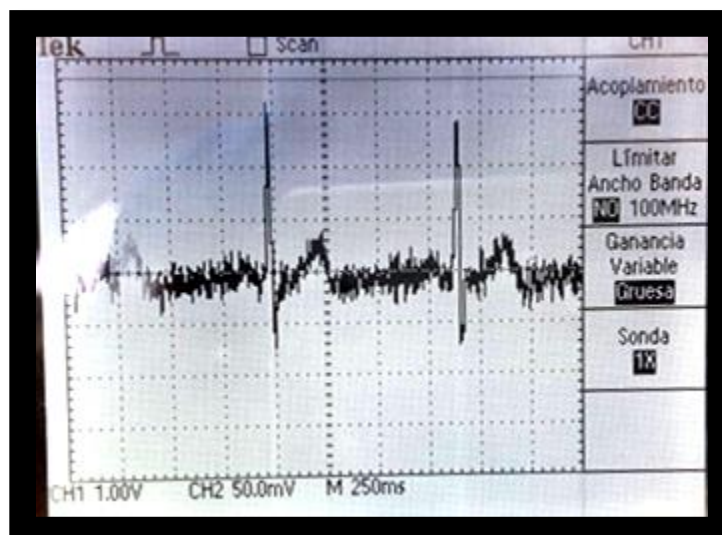


Fuente: Propia del autor

Figura 47. Señal de LL a la salida del amplificador de instrumentación.

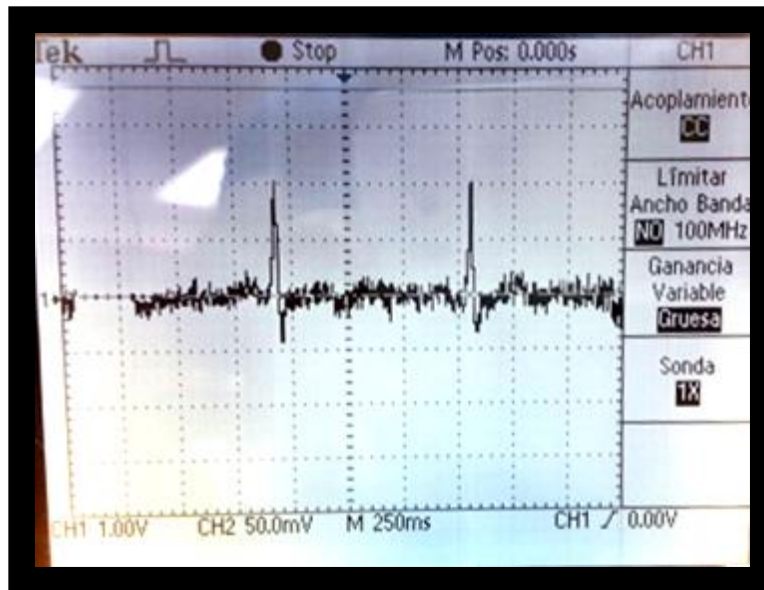
De esta forma obtenemos las 3 señales fundamentales para la realización de un electrocardiograma de 3 derivaciones.

Estos sensores son colocados individualmente en las partes del cuerpo anteriormente especificadas y transmiten a un receptor sin la necesidad de estar conectados entre sí.



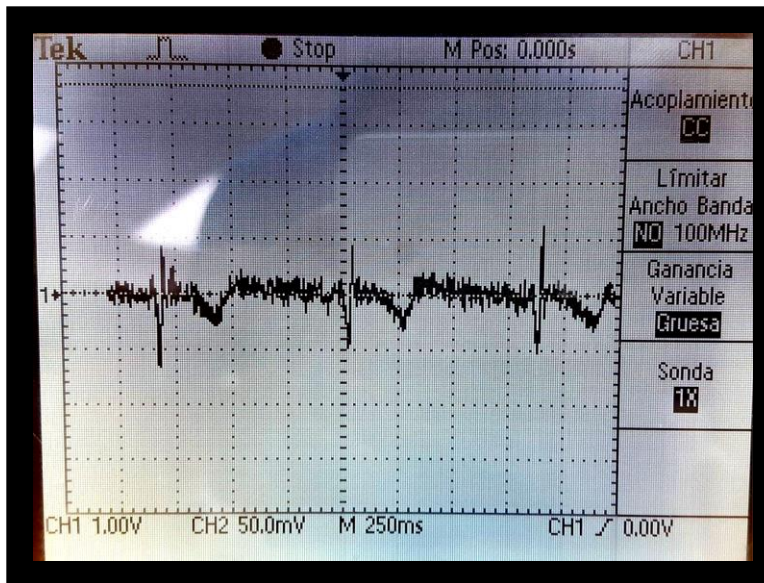
Fuente: Propia del autor

Figura 48. Derivación I (Señal LA menos RA).



Fuente: Propia del autor

Figura 49. Derivación II (Señal LL menos RA).



Fuente: Propia del autor

Figura 50. Derivación III (Señal LL menos LA).

Capítulo 5 - Conclusiones

El desarrollo de este proyecto llevó a la investigación de proyectos similares donde se aprendió acerca del funcionamiento de un electrocardiógrafo y al estudio de las distintas tecnologías inalámbricas para determinar cuál sería la ideal para esta aplicación. Además se estudió el principio de un electrocardiógrafo para determinar los materiales que se utilizarían en la realización del mismo y la importancia que tiene el electrocardiograma.

Al desarrollar un sensor capaz de transmitir las señales eléctricas del cuerpo se puede monitorear constantemente a las personas y ayudarles a tener una mejor respuesta contra enfermedades cardiacas. De igual forma, este proyecto podría servir como base para la realización de mejores sensores para que las personas puedan monitorear su actividad cardiaca ya sea por que padecen de alguna enfermedad o simplemente por su cuidado.

Las nuevas tecnologías ayudan a que el monitoreo sea mucho más sencillo y que las personas tengan mayor accesibilidad a la medición de sus signos vitales, ya que anteriormente tendrían que realizarlo únicamente en hospitales y clínicas o con un equipo costoso. La facilidad de utilizar un dispositivo personal hace que las personas se interesen más en el cuidado de su salud.

Uno de los principales problemas que se presentaron en la realización de este proyecto fue la reducción del sistema para capturar los potenciales generados por cada punto

(brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda), debido a que no compartían una misma referencia. Por lo anterior se propuso que en cada amplificador hubiera una referencia para cada señal a transmitir. El sistema de tres electrodos permite captar estas señales eléctricas y aunque se atenúan en un porcentaje pequeño, el amplificador de instrumentación tiene suficiente ganancia para que esto pase inadvertido.

Los módulos Xbee fueron elegidos debido a su capacidad de transmisión es adecuada para transmitir señales de bajo contenido de datos, como lo es la señal eléctrica del corazón, ya que su frecuencia no es tan alta como lo podría ser una señal de audio. La tecnología Xbee es utilizada principalmente en sensores, los cuales ayudan a la construcción de hogares inteligentes y últimamente esta tecnología se ha empezado a utilizar en la medicina ayudando al monitoreo de los signos vitales de las personas.

Al utilizar la función de cable virtual de los módulos, es posible transmitir una señal analógica y recuperarla como tal sin la utilización de un convertidor digital – analógico, debido a que la señal que llega al receptor está modulada por amplitud de pulso y para demodular esta señal se utiliza únicamente un filtro pasa-baja de 180 Hz.

Bibliografía

- [1] Anónimo. Tecnología Zigbee. Un mundo de soluciones inalámbricas. Argentina. Electrocomponentes
<http://www.electrocomponentes.com/articulos/diciembre06/Zigbee.html>
- [2] Herrera Pérez, E. (1998) Introducción a las telecomunicaciones modernas. México: Limusa, 2004. Pag. (21-31).
- [3] Black, U., (1987) Redes de transmisión de datos y proceso distributivo (1era Edición) España: Díaz de Santos. Pag (21-28).
- [4] Hesselbach Serra, X., Altés Bosch, J. (2002) Análisis de redes y sistemas de comunicación. España: UPC. Pag.(23).
- [5] Hande, A., Cem, E. (2010) Wireless sensor networks for healthcare: A survey. Computer Networks 54 (2010) 2688-2710.
- [6] Taimiya Sylla, I. (2011) Wireless body area network: What engineers need to know. EETimes. http://www.eetimes.com/document.asp?doc_id=1279106
- [7] Karulf, E. (2008) Body area networks (BAN). United States: Washington University in St. Louis. Department of computer science and engineering.
- [8] Tanenbaum, A. S. (2003). Redes de computadoras (4ta Edición), México: Pearson Educación. p. (14-16).
- [9] Tanenbaum, A. S. (2003). Redes de computadoras (4ta Edición), México: Pearson Educación. Pag. (16-17).
- [10] Tanenbaum, A. S. (2003). Redes de computadoras (4ta Edición), México: Pearson Educación. Pag. (19-21).

- [11] Tanenbaum, A. S. (2003). Redes de computadoras (4ta Edición), México: Pearson Educación. Pag. (18).
- [12] Torres Trillo, J.C. (2013) Red de área personal o PAN (Personal Area Network). 13 de Noviembre del 2013. <https://prezi.com/0vgsv0oInkvf/red-de-area-personal-o-pan-personal-area-network/>
- [13] Betancur, L. (2011) Redes de área corporal. Una perspectiva al futuro desde la investigación. Universidad ICESI, Colombia. <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=411534383002>
- [14] Wi-Fi Alliance. <http://www.wi-fi.org/>
- [15] Poole, I. IEEE 802.11a – an overview or tutorial about the 802.11a the new Wi-Fi standard providing rates of 54 Mbps at 5 GHz. Radio-Electronics.com <http://www.radio-electronics.com/info/wireless/wi-fi/ieee-802-11a.php>
- [16] Anónimo. Estándar inalámbrico 802.11b. Ecured. http://www.ecured.cu/Est%C3%A1ndar_inal%C3%A1mbrico_802.11b
- [17] WiFi diferentes protocolos y las velocidades de datos (2016) 000005725. Intel. <http://www.intel.la/content/www/xl/es/support/network-and-i-o/wireless-networking/000005725.html#a>
- [18] Bluetooth Technology Website. <https://www.Bluetooth.com/>
- [19] The Zigbee Alliance. <http://www.Zigbee.org/>
- [20] Corona Ramirez, L.G., Abarca Jimenez, G.S., Mares Carreño, J., (2014) Sensores y actuadores (1era Edición) México: Grupo editorial Patria. Pag. (17-38)
- [21] What are biosensors (2014) News-medical. <http://www.news-medical.net/health/What-are-Biosensors.aspx>

- [22] Chapli, M. (2014) What are biosensors. Inglaterra: London South Bank University.
<http://www1.lsbu.ac.uk/water/enztech/biosensors.html>
- [23] Chen, M.(2014) MedlinePlus: Electrocardiogram May 13th 2014
<https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003868.htm>
- [24] Higuera Ortega, L. (2015) Fundación española del corazón. Electrocardiograma.
Febrero del 2015. <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/electrocardiograma.html>
- [25] Texas Heart Institute (2015). Electrocardiograma. Octubre del 2015
http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Diag/diekq_sp.cfm
- [26] Lama, A. (2004) Einthoven: El hombre y su invento. Chile: Revista médica de Chile. <http://dx.doi.org/10.4067/S0034-98872004000200018>
- [27] Fresquet, J.L. (2006) Historia de la medicina: Willem Einthoven. Septiembre del 2006 <http://www.historiadelamedicina.org/einthoven.html>
- [28] Tucci Reali, A.,(2007). Instrumentación Biomédica. 2007. Estados Unidos: Lulu.
- [29] Ramos Castro, J. (1997) Detección de micropotenciales auriculares de alta frecuencia. España: Universidad Politécnica de Cataluña.
- [30] Drake Moyano, J.M., (2005) ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN: Instrumentación Electrónica de Comunicaciones. Santander:Dpto de electrónica y computadoras. 2005.
http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_it/iec_3.pdf
- [31] Oyarce, A., (2008) Guía del usuario XBEE series 1.Revisión Julio 2010. Chile: Ingeniería MCI LTDA.
http://www.academia.edu/6289130/Gu%C3%ADa_del_usuario_XBEE_Series_1

[32] Digi. Converting the XBee PWM to an analog voltage for DAC (Digital to Analog Conversion).Digi Internacional Inc.

http://knowledge.digi.com/articles/Knowledge_Base_Article/Converting-the-XBee-PWM-to-an-analog-voltage-for-DAC-Digital-to-Analog-Conversion