

**Universidad Autónoma de Baja California**

**Facultad de Ingeniería**

**Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería**



**Título:**

***“Prototipo de Sensores para electrocardiografía utilizando tecnología XBee.”***

**Tesis para obtener el grado de:**

*Maestro en Ciencias*

**Presenta:**

*Ing. Martha Alexandra Gómez Caraveo*

**Director de Tesis:**

Dr. Marco Antonio Reyna Carranza

**Co-director de Tesis:**

Dr. Roberto López Avitia

Mexicali, Baja California Noviembre del 2018

## ***Dedicatoria***

*A mi **Mamá** por su entrega y apoyo.*

*A mi **Papá** por su amor y cariño. Abrazo hasta el cielo.*

## **Agradecimientos**

*A **Dios** por permitirme concluir una etapa más en mi vida. Y nunca dejarme caer.*

*A mi **Mamá** por su amor, y sacrificios que has hecho por mí, gracias a ti soy lo que soy ahora.*

*A mi **Papá** por educarme con amor y paciencia. Siempre acompañándome en mi andar.*

*A mis **Hermanas** por ser un ejemplo de lucha constante en esta vida, porque hemos compartido alegrías y tristezas. Gracias por alentarme a ser mejor persona y creer en mí*

*A **Alexis** por apoyarme en cada decisión tomada y siempre creer en mí y mis capacidades. Gracias por estar ahí en todo momento.*

*A **Sharon** Por ser una excelente compañera y amiga durante esta etapa. Gracias por aligerar las horas de laboratorio.*

*A Mis **compañeros** de laboratorio Manuel, Alejandro y Alba por las risas y el apoyo durante esta etapa.*

*A **Dr. Marco Antonio Reyna Carranza** por su dedicación, respaldo e interés durante esta etapa. Por su generosidad al permitirme trabajar con usted y compartir su conocimiento. Mucha Gracias.*

*A Dr. Roberto López Avitia, por brindarme apoyo y respaldo en esta investigación. Muchas Gracias.*

*A la Universidad Autónoma de Baja California mi alma mater, por brindarme la oportunidad de iniciar y concluir mis estudios de posgrado.*

*A Conacyt por el apoyo brindado durante este periodo de dos años.*

## Resumen.

**RESUMEN** de la Tesis de Martha Alexandra Gómez Caraveo, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN CIENCIAS.

Mexicali, Baja California, México. Noviembre del 2018.

Una de las carencias que se observan día con día en los ambientes hospitalarios, son el instrumental médico considerado básico, que miden variables fisiológicas vitales, como son el trazo de ECG (Electrocardiograma). Esta variable es continuamente monitoreada en pacientes que padecen alguna cardiopatía o en pacientes que requieren algún tipo de estudio de rutina, esta misma se mide por monitores cardíacos y de signos vitales y/o de manera independiente por un instrumento biomédico adecuado como los electrocardiógrafos.

Surge la necesidad de sensores para electrocardiografía que permitan un monitoreo inalámbrico de la señal de electrocardiografía y un programa de cómputo que sean capaces de integrar estas tecnologías que permitan dar un soporte al diagnóstico. En esta investigación se propone el desarrollo e implementación de sensores inalámbricos con tecnología XBee s3b PRO, que logre la reconstrucción de la señal electrocardiográfica a partir de biopotenciales en tiempo real para su monitoreo, donde se obtuvo una etapa de hardware y una plataforma que permite la adquisición de la señal de electrocardiografía de manera remota en tiempo real.

**Palabras Clave:** señal electrocardiográfica, XBee s3b, transmisión inalámbrica

## Abstract

**ABSTRACT** of the thesis, presented by Martha Alexandra Gómez Caraveo, in order to obtain the MASTER of Science DEGREE. Mexicali, Baja California, México. November 2018.

One of the deficiencies that are observed daily in hospital environments, are the basic medical instruments considered, which measure vital physiological variables, such as of ECG (Electrocardiogram). This variable is one the most monitored in patients suffering from heart disease or in patients who require some type of routine study, this is measured by cardiac and vital signs monitors and / or independently by a suitable biomedical instrument such as electrocardiographs.

The need arises of sensor that measure this kind of signals that allows a wireless monitoring of the electrocardiography signal and a computer program that are capable of integrating these technologies to support diagnosis. This research proposes the development and implementation of wireless sensors with XBee s3b PRO technology, where achieves the reconstruction of the electrocardiographic signal from real-time biopotentials for monitoring, integrating a hardware stage and a platform allowing the acquisition of the electrocardiography signal remotely in real time.

**Keywords:** ECG, Wireless transmission, Xbee s3b PRO.

## **ÍNDICE**

|                                                              |     |
|--------------------------------------------------------------|-----|
| Resumen.....                                                 | I   |
| Abstract .....                                               | II  |
| ÍNDICE DE FIGURAS .....                                      | III |
| INDICE DE TABLAS .....                                       | IV  |
| Planteamiento del problema. ....                             | V   |
| Objetivo General. ....                                       | VI  |
| Objetivos Específicos. ....                                  | VII |
| <b>CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO.</b> .....                      | 1   |
| 1.1 Anatomía del corazón.....                                | 1   |
| 1.2 Actividad eléctrica del corazón. ....                    | 2   |
| 1.3 Características de la señal electrocardiográfica.....    | 3   |
| 1.4 Generación de la señal ECG.....                          | 5   |
| 1.5 Derivaciones para ECG. ....                              | 6   |
| 1.5.1 Derivaciones plano frontal.....                        | 6   |
| 1.5.2 Derivaciones plano horizontal. ....                    | 8   |
| 1.6 Biopotenciales .....                                     | 9   |
| 1.6.1 Sensores para biopotenciales. ....                     | 9   |
| 1.6.2 Electrodos .....                                       | 11  |
| 1.6.3 Amplificadores Operacionales.....                      | 11  |
| 1.7 Filtros Electrónicos.....                                | 13  |
| 1.7 Convertidor analógico-digital.....                       | 15  |
| 1.10 Tecnologías inalámbricas para dispositivos médicos..... | 15  |
| 1.10.1 Tecnologías de corto alcance:.....                    | 15  |
| 1.10.2 Tecnologías de largo alcance:.....                    | 16  |
| 1.10.3 Bluetooth.....                                        | 17  |
| 1.10.4 WiFi .....                                            | 17  |
| 1.10.5 ZigBee.....                                           | 17  |

|                                                                                                   |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 1.11 Módulo de transmisión inalámbrica XBee-PRO s3b ® 900HP .....                                 | 18        |
| 1.11.1 Comunicación punto a punto XBee. ....                                                      | 19        |
| 1.11.2 Comunicación UART. ....                                                                    | 20        |
| 1.12 Instrumentación Virtual.....                                                                 | 21        |
| 1.13 Normatividad.....                                                                            | 22        |
| 1.14 Privacidad y seguridad de dispositivos inalámbricos y plataformas médicas<br>virtuales. .... | 23        |
| <b>CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE .....</b>                                                          | <b>25</b> |
| <b>CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA .....</b>                                                              | <b>32</b> |
| 3.1 Adquisición y Acondicionamiento de la señal de ECG. ....                                      | 33        |
| 3.1.1 Adquisición.....                                                                            | 34        |
| 3.1.2 Amplificación .....                                                                         | 35        |
| 3.1.2 Filtros .....                                                                               | 36        |
| 3.1.3 Offset (Voltaje de desvío).....                                                             | 37        |
| 3.3 Conversión Analógico Digital (CAD).....                                                       | 38        |
| 3.4 Interfaz Serial Arduino-XBee.....                                                             | 41        |
| 3.4.1 Configuración Módulos XBee s3b PRO®.....                                                    | 42        |
| 3.5 Transmisión y recepción de la señal de ECG mediante módulos XBee. ....                        | 44        |
| 3.5.2 Simulación de derivación II del ECG. ....                                                   | 44        |
| 3.5.3 Señal transmitida vs Recibida (Señal simulada).....                                         | 45        |
| 3.5.4 Señal transmitida vs Recibida Señal simulador de paciente LionHeart 2®. ....                | 50        |
| 3.6 Sensores para Biopotenciales LA, RA y LL. ....                                                | 53        |
| 3.6 Visualización y Reconstrucción .....                                                          | 56        |
| <b>CAPÍTULO 4. ANÁLISIS DE RESULTADOS. ....</b>                                                   | <b>58</b> |
| 4.1 Señal ECG Simulada con el equipo Tektronix ® AFG3021B Vs Señal Recibida ....                  | 58        |
| 4.2 Señal ECG Simulada con el equipo LionHeart2 ® Vs Señal Recibida. ....                         | 71        |
| 4.3 Biopotenciales y Señales de ECG obtenidos.....                                                | 76        |

**CAPÍTULO 5. DISCUSIÓN. ....86**

**CAPÍTULO.6 CONCLUSIÓN Y TRABAJO FUTURO. ....89**

    6.1 Conclusión..... 89

    6.2 Trabajo futuro ..... 91

Referencias bibliográficas .....95

ANEXO A.....100

ANEXO B .....101

## ÍNDICE DE FIGURAS

|                                                                                                                                     |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fig. 1.1. Anatomía del corazón. Fuente: Propia del Autor. ....                                                                      | 1  |
| Fig. 1.2 Partes del sistema de conducción y potenciales de acción del corazón. Fuente:<br>Propia del Autor. ....                    | 2  |
| Fig. 1.3. Señal ECG. Fuente: Propia del Autor. ....                                                                                 | 5  |
| Fig. 1.4. Planos de derivaciones. Fuente: Propia del Autor. ....                                                                    | 6  |
| Fig. 1.5. Triángulo de Einthoven. Fuente: Propia del Autor. ....                                                                    | 7  |
| Fig. 1.6 Derivaciones precordiales. Fuente: Propia del Autor. ....                                                                  | 9  |
| Fig. 1.7. Esquema Sistema de Sensores para biopotenciales ( <i>Van Hoof C., 2009</i> ). ....                                        | 10 |
| Fig. 1.8. Imagen ilustrativa Electrodo Comercial ( <i>Servier Medical, 2018</i> ). ....                                             | 11 |
| Fig. 1.9 a) Filtro pasa-altas b) Filtro pasa-bajas c) Filtro pasa-banda d) Filtro Rechaza-<br>banda. Fuente: Propia del Autor. .... | 14 |
| Fig. 1.10. Esquema Representativo convertidor analógico digital. Fuente: Propia del Autor.<br>.....                                 | 15 |
| Fig. 1.11. Módulos inalámbricos XBee-PRO s3b ® 900HP(DIGI, 2014). ....                                                              | 18 |
| Fig. 1.12. Dimensiones Módulos inalámbricos XBee-PRO s3b ® 900HP(DIGI, 2014)....                                                    | 19 |
| Fig. 1.13. Comunicación punto a punto módulos XBee. (DIGI,2014). ....                                                               | 20 |
| Fig. 1.14. Esquema representativo comunicación UART Xbee S3b PRO®. Fuente: Propia<br>del Autor. ....                                | 20 |
| Fig. 1.15. Comunicación UART. Fuente: Propia del Autor. ....                                                                        | 21 |
| Fig. 2.1. Diagrama de bloques general de un electrocardiógrafo convencional. Fuente:<br>Propia del Autor ....                       | 26 |
| Fig. 3.1. Esquema genera de la metodología realizada Fuente: Propia del Autor. ....                                                 | 32 |
| Fig. 3.2. Simulador de paciente LionHeart 2®. (BIOTEK,2018).....                                                                    | 34 |
| Fig. 3.3. Generador de funciones AFG3021B (Tektronix Inc, 2010).....                                                                | 34 |
| Fig. 3.4. Imagen paciente con electrodos convencionales utilizados. Fuente: Propia del<br>Autor .....                               | 34 |
| Fig. 3.5. Configuración utilizada para la fase de amplificación. Fuente Propia del Autor ..                                         | 35 |
| Fig. 3.6 Circuito Offset para señal. (Multisim ®,2018).....                                                                         | 38 |
| Fig. 3.7. Transmisión del módulo XBee s3b PRO en modo API. (Digi,2014).....                                                         | 38 |

|                                                                                                                        |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fig. 3.8. Diagrama de flujo programa interrupciones microcontrolador. Fuente: Propia del Autor .....                   | 40 |
| Fig. 3.9 Esquemático Interfaz Serial Arduino-Módulo receptor inalámbrico XBee s3b PRO ®. (Fritzing,2018) .....         | 41 |
| Fig. 3.10. Diagrama Físico Interfaz Serial Arduino-Módulo receptor inalámbrico XBee s3b PRO ®. (Fritzing ®, 2018)..... | 42 |
| Fig. 3.11. Ciclo ECG simulado. Fuente: MATLAB®. ....                                                                   | 44 |
| Fig. 3.12. Ciclo ECG simulado ArbExpress®. (ArbExpress®,2018).....                                                     | 45 |
| Fig. 3.13. Diagrama de bloques para transmisión y recepción. ....                                                      | 46 |
| Fig.3.14. Diagrama de bloques para transmisión y recepción. ....                                                       | 46 |
| Fig. 3.15 Diagrama Físico para simulación y pruebas de transmisión realizada.(Fritzing,2018 ®).....                    | 47 |
| Fig. 3.16. Señal transmitida inalámbricamente ECG 9600 Baud Rate. Fuente : MATLAB. ....                                | 48 |
| Fig.3.17. Señal transmitida inalámbricamente ECG 19200 Baud Rate.Fuente: MATLAB. ....                                  | 48 |
| Fig. 3.18. Señal transmitida inalámbricamente ECG 34800 Baud Rate. Fuente MATLAB. ....                                 | 49 |
| Fig.3.19. Señal transmitida inalámbricamente ECG 57600 Baud Rate. Fuente: MATLAB. ....                                 | 49 |
| Fig.3.20. Señal transmitida inalámbricamente ECG 230400 Baud Rate.Fuente: MATLAB®.....                                 | 49 |
| Fig. 3.21. Señal transmitida Simulador LionHeart2 ®.Fuente: Propia del Autor.....                                      | 50 |
| Fig.3.22. Configuración derivación II Simulador LionHeart2 ®. Fuente: Propia del Autor.....                            | 51 |
| Fig. 3.23. Diagrama y fotografía física del sistema implementado. (Fritzing,2018) .....                                | 52 |
| Fig. 3.24. Diagrama Esquemático sistema implementado. (Fritizing,2018).....                                            | 53 |
| Fig. 3.25. Esquema Representativo para la captura de cada biopotencial. Fuente: Propia del Autor .....                 | 53 |
| Fig. 3.26. Esquema representativo de sensores elaborados y sistema implementado. Fuente: Propia del Autor. ....        | 54 |
| Fig. 3.27. Esquema representativo de la visualización de la señal. Fuente: Propia del Autor .....                      | 57 |

|                                                                                                                                                                   |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fig. 4.1. Señal simulada ECG segmentada para análisis de correlación lineal. Fuente: MATLAB.....                                                                  | 58 |
| Fig. 4.2. Señal transmitida vs recibida a 1 metro de distancia .....                                                                                              | 59 |
| Fig. 4.3. Correlación segmento PR señal transmitida vs recibida 1 m. Fuente: NCSS8®. .                                                                            | 60 |
| Fig. 4.4. Correlación segmento QRS señal transmitida vs recibida 1 m. Fuente: NCSS8®.                                                                             | 60 |
| Fig.4.5. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 1 m. Fuente: NCSS8®.....                                                                          | 61 |
| Fig. 4.6. Señal transmitida vs recibida a 2 metros de distancia. Fuente: MATLAB®. ....                                                                            | 62 |
| Fig. 4.7. Correlación intervalo PR señal transmitida vs recibida 2 m. Fuente NCSS8®.....                                                                          | 63 |
| Fig.4.8. Correlación intervalo QRS señal transmitida vs recibida 2 m. Fuente: NCSS8®..                                                                            | 63 |
| Fig.4.9. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 2 m. Fuente: NCSS8®.....                                                                          | 64 |
| Fig. 4.10 .Señal transmitida vs recibida a 4 metros de distancia. Fuente: MATLAB®. ....                                                                           | 65 |
| Fig. 4.11. Correlación intervalo PR señal transmitida vs recibida 4 m.....                                                                                        | 66 |
| Fig.4.12. Correlación intervalo QRS señal transmitida vs recibida 4 m.....                                                                                        | 66 |
| Fig.4.13. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 4 m.....                                                                                         | 67 |
| Fig.4.14. Señal transmitida vs recibida a 10 metros de distancia .....                                                                                            | 68 |
| Fig. 4.15. Correlación intervalo PR señal transmitida vs recibida 10 m.....                                                                                       | 69 |
| Fig. 4.16. Correlación intervalo QRS señal transmitida vs recibida 10 m.....                                                                                      | 69 |
| Fig.4.17. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 10 m.....                                                                                        | 70 |
| Fig.4.18. Gráfico obtenido de la señal ECG en tiempo real. ....                                                                                                   | 71 |
| Fig.4.19 .Gráfico obtenido de la señal ECG. Fuente: MATLAB®. ....                                                                                                 | 71 |
| Fig.4.20 .Gráfico comparativo distancias 1,2,4 y 10m. Fuente: MATLAB ®. ....                                                                                      | 72 |
| Fig.4.21 .Gráfico Ciclo ECG comparativo distancias 1,2,4 y 10m. Fuente: MATLAB ®..                                                                                | 73 |
| Fig. 4.22. Gráfica de caja comparativa de transmisión de la señal de ECG a 1,2,4,10m con simulador de paciente Lion Heart 2®. ....                                | 74 |
| Fig.4.23 .Gráfica de caja con acercamiento comparativa de transmisión de la señal de ECG a 1,2,4,10m con simulador de paciente Lion Heart 2. Fuente: NCSS8®. .... | 75 |
| Fig.4.24. Esquema representativo de la obtención de biopotenciales Fuente: Propia del Autor. ....                                                                 | 76 |
| Fig.4.25. Gráfica biopotencial LA paciente. Fuente: MATLAB. ....                                                                                                  | 79 |
| Fig.4.26. Gráfica biopotencial RA paciente. Fuente: MATLAB.....                                                                                                   | 79 |
| Fig.4.27. Gráfica biopotencial LL paciente. Fuente: MATLAB.....                                                                                                   | 80 |

|                                                                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fig.4.28 .Imagen Plataforma biopotencial LA paciente. Fuente: LabVIEW®.....                               | 80 |
| Fig. 4.29 . Imagen Plataforma biopotencial RA paciente. Fuente: LabVIEW®. ....                            | 81 |
| Fig.4.30 . Imagen Plataforma biopotencial LL paciente. Fuente: LabVIEW®. ....                             | 81 |
| Fig.4.31 . Suma de biopotenciales LA-RA derivación I. Fuente: MATLAB®. ....                               | 82 |
| Fig.4.32. Suma de biopotenciales LL-RA derivación II. Fuente: MATLAB®. ....                               | 82 |
| Fig. 4.33 .Suma de biopotenciales LL-LA derivación III. Fuente: MATLAB®. ....                             | 83 |
| Fig. 4.34 .Imagen Plataforma Suma Biopotenciales LA-RA, derivación I paciente. Fuente:<br>LabVIEW®. ....  | 83 |
| Fig. 4.35. Imagen Plataforma Suma Biopotenciales LL-RA, derivación I paciente. Fuente:<br>LabVIEW®. ....  | 84 |
| Fig.4.36. Imagen Plataforma Suma Biopotenciales LL-LA, derivación III paciente. Fuente:<br>LabVIEW®. .... | 84 |
| Fig.4.37Gráfica derivación II paciente.Fuente: MATLAB®.....                                               | 85 |
| Fig.6.1 Esquema 1 para opción de reconstrucción de las derivaciones. Fuente : Propia del<br>Autor. ....   | 93 |

## INDICE DE TABLAS

|                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <i>Tabla 1.1 Características de voltaje y amplitud de una señal ECG (Van C., 2009).</i>                            | 3  |
| <i>Tabla 1.2 Duración del ciclo cardiaco (Guyton H., 2011).</i>                                                    | 3  |
| <i>Tabla 1.3 Tecnologías inalámbricas para dispositivos médicos. (Terry G. Mahn, C. 2014).</i>                     | 16 |
| <i>Tabla 1.4. Características módulos inalámbricos XBee-PRO s3b ® 900HP(DIGI,2014).</i>                            | 19 |
| <i>Tabla 3.1. Características eléctricas INA114 (BURRBROWN,1998).</i>                                              | 36 |
| <i>Tabla 3.2. Características eléctricas LM358(BURRBROWN,1998).</i>                                                | 37 |
| <i>Tabla 3.3 .Características convertidor analógico-digital del microcontrolador AT mega 328. (Sparkfun,2018).</i> | 39 |
| <i>Tabla 3.4. Configuración módulos XBEE s3b PRO ® (transmisor y receptor). Fuente: Propia del Autor.</i>          | 43 |
| <i>Tabla 3.5 Mediciones eléctricas realizadas en el sensor implementado. Fuente: Propia del Autor.</i>             | 55 |
| <i>Tabla 4.1 Datos Transmisión señal ECG simulada a 1 metro de distancia.</i>                                      | 59 |
| <i>Tabla 4.2. Datos Transmisión señal ECG simulada a 2 metros de distancia.</i>                                    | 62 |
| <i>Tabla 4.3. Datos Transmisión señal ECG simulada a 4 metros de distancia.</i>                                    | 65 |
| <i>Tabla 4.4 . Datos Transmisión señal ECG simulada a 10 metros de distancia.</i>                                  | 68 |
| <i>Tabla 4.5 . Valores de Medias y Medianas para las señales de la figura 4.20.</i>                                | 73 |

## Planteamiento del problema.

La falta de organización y los pocos recursos destinados al ámbito hospitalario en el país, ha propiciado que cada vez sea más la población que carezca de servicio médico adecuado para las condiciones de vida de hoy en día. La falta de instrumental y equipo médico básico conduce a diagnóstico ineficaz e ineficiente. En las dependencias de salud pública, los problemas asociados al equipo médico son el común denominador. Algunos ejemplos de estos problemas son que no se satisface la demanda de servicios de la población, escasos recursos para el mantenimiento, equipos que ya rebasaron su vida útil o son equipos obsoletos, así como los costos de atención por su mal aprovechamiento. (CENETEC, 2012).

La demanda de servicios de calidad y estándares de alto nivel en el área médica, cada vez dependen más de tecnologías confiables y competentes en rigor de la excelencia profesional que otorguen satisfacción y veracidad en los diagnósticos clínicos del paciente. Estas carencias en el sector médico podrían resolverse mediante el desarrollo de nuevas tecnologías de fácil acceso, como son las tecnologías inalámbricas (telemetría médica) y tecnología computacional que puedan implementarse para la adquisición, el procesamiento y diagnóstico de señales fisiológicas.

La telemetría juega ya un papel fundamental en la medición remota de distintos parámetros fisiológicos y la transmisión de los datos o información hacia una unidad central. El corazón es uno de los órganos vitales principales, por lo que se entiende la suprema importancia de su monitoreo.

El electrocardiograma (ECG) de superficie, sin duda sigue siendo el patrón por excelencia que recoge información valiosa de la actividad eléctrica del corazón completamente de forma no invasiva. Con frecuencia se hace necesario monitorear el ECG durante periodos largos de tiempo y desde distintos ambientes, por lo que la telemetría resuelve muchos de los aspectos tecnológicos que son vitales para la supervivencia de los pacientes. En el mercado se pueden encontrar una gran variedad de electrocardiógrafos completamente portables, que recogen la señal ECG *in situ* y

la pueden almacenar o transmitir de manera inalámbrica. El inconveniente de estos sistemas es que siguen utilizando cables entre el electrocardiógrafo y los electrodos, lo que conlleva a incomodidad para el paciente y producción de artefactos en la señal ECG.

En este trabajo de tesis se describe la construcción de un sistema de sensores inalámbricos, para la adquisición y transmisión de señales ECG y se propone una plataforma virtual para la recepción y monitoreo de las señales ECG en tiempo real.

### Objetivo General.

- Construir y estudiar un sistema de telemetría para el registro, transmisión, recepción y monitoreo de señales ECG mediante radio-transceptores XBee y plataforma virtual para la visualización en tiempo real.

### Objetivos Específicos.

- Seleccionar el mejor dispositivo inalámbrico con mayor seguridad para transmisión de señales biomédicas.
- Implementar la instrumentación necesaria para la correcta adquisición de la señal ECG.
- Lograr la transmisión inalámbrica de los biopotenciales LA RA Y LL de la señal e ECG.
- Reconstruir la señal ECG en derivaciones I, II y III.
- Crear una plataforma para la reconstrucción y visualización de la señal ECG en tiempo real, que permita establecer tiempo de adquisición, transmisión remota, y transferencia de archivos.

## CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO.

### 1.1 Anatomía del corazón.

Es un órgano formado por tejido muscular que se encuentra en el centro del tórax, entre los pulmones. El corazón es el órgano encargado del bombeo de sangre al sistema circulatorio. Está formado por dos bombas separadas, el corazón derecho que es el encargado de bombear sangre hacia los pulmones y el corazón izquierdo que bombea sangre hacia los órganos periféricos. Cada uno de estos corazones están formados por una *aurícula* y un *ventrículo*. Cuenta con una serie de válvulas para controlar el flujo de sangre como la *válvula pulmonar*, *válvula tricúspide*, *válvula mitral*, y la *válvula aórtica*. La aorta es la arteria principal del corazón, y es la encargada del flujo de sangre limpia, hacia las demás arterias. Las venas cava superior e inferior reciben la sangre del cuerpo. El corazón está formado por tres tipos de músculo cardíaco: músculo auricular, músculo ventricular y las fibras musculares especializadas, de excitación y de conducción. El músculo ventricular y auricular se contrae con una larga duración mientras que las fibras musculares de excitación se contraen débilmente que presentan descargas eléctricas rítmicas que forman los llamados *potenciales de acción* formando un sistema que controla el *ritmo cardíaco* (Guyton H.,2011).

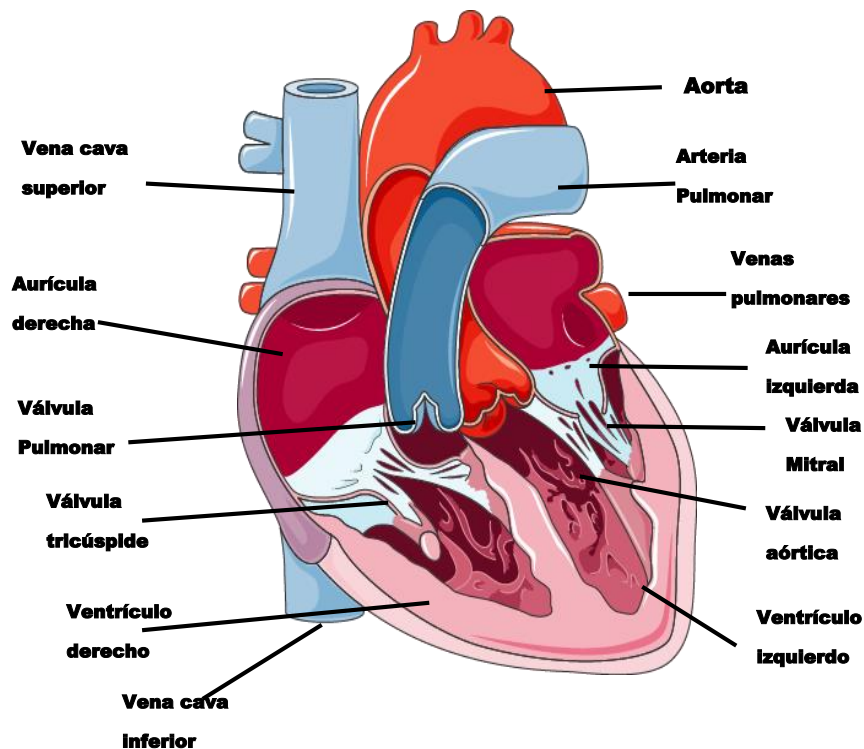


Fig. 1.1. Anatomía del corazón. Fuente: Propia del Autor.

## 1.2 Actividad eléctrica del corazón.

El corazón cuenta con su propio sistema de conducción eléctrica entre los cuáles se encuentran las siguientes estructuras del músculo cardíaco:

- Nodo Sinoauricular (SA).
- Nodo Auriventricular (AV).
- Haz de His.
- Fibras de Purkinje.

El latido cardíaco proviene de este sistema de conducción y se propaga por todo el músculo cardíaco. El nodo SA tiene una frecuencia de descarga y con base a esa frecuencia se determina la frecuencia con la que el corazón late, este nodo emite impulsos cardíacos con los cuáles se inicia la contracción mecánica del corazón y pasan a través del músculo auricular al nodo AV y de este nodo al haz de His, de ahí a las fibras de Purkinje y después al músculo ventricular (*Juárez et al.,2001*).

Los estímulos eléctricos comienzan desde las células cardíacas convirtiendo la energía química de éstas.

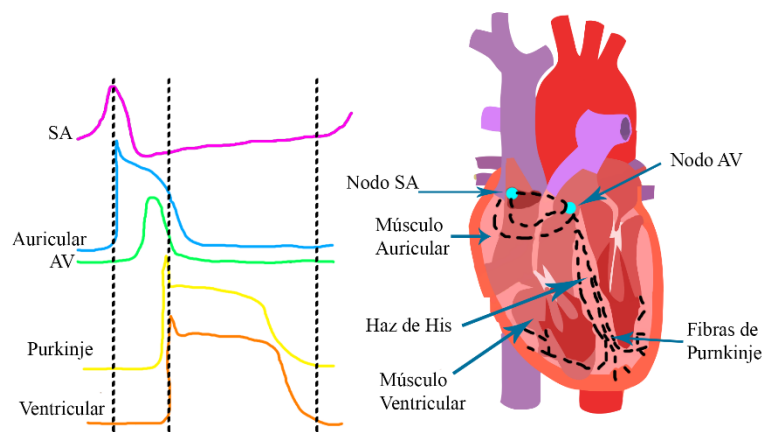


Fig. 1.2 Partes del sistema de conducción y potenciales de acción del corazón. Fuente: Propia del Autor.

### 1.3 Características de la señal electrocardiográfica.

La señal ECG cuenta con características eléctricas como lo son amplitud, tiempo de latido y espectro de frecuencias, que fueron consideradas en la programación de la plataforma de electrocardiografía en este trabajo de tesis. El ciclo cardiaco es un parámetro muy importante que se consideró en la investigación, ya que se realizaron experimentos en primera instancia con señales simuladas y es deseado que se asemeje lo más posible a la realidad. El ciclo cardiaco presenta los periodos alternos de contracción y relajación en cada latido, suponiendo que una frecuencia cardíaca normal en reposo es de 70 latidos por minuto en promedio, el ciclo cardiaco se completa alrededor de 1 segundo, tal y como se observan en las tablas 1.1 y 1.2 (Smith D.,2011).

*Tabla 1.1 Características de voltaje y amplitud de una señal ECG (Van C., 2009).*

|                               |             |
|-------------------------------|-------------|
| <b>Espectro de frecuencia</b> | 0.05-150 Hz |
| <b>Amplitud</b>               | 0.1-5 mV    |
| <b>Periodo ciclo cardiaco</b> | 1 segundo   |

*Tabla 1.2 Duración del ciclo cardiaco (Guyton H., 2011).*

| <b>Periodo Ciclo Cardiaco</b>                | <b>Diástole o Sístole</b> | <b>Duración (s)</b> |
|----------------------------------------------|---------------------------|---------------------|
| <b>Llenado ventricular</b>                   | Diástole                  | 0.5                 |
| <b>Período de contracción Isovolumétrico</b> | Sístole                   | 0.05                |
| <b>Período de expulsión</b>                  | Sístole                   | 0.3                 |
| <b>Período de relajación</b>                 | Diástole                  | 0.08                |

La derivación II de la señal ECG contiene información y características muy importantes que son examinadas por los especialistas de la salud ya que proporcionan datos para la detección de cualquier anomalía cardíaca.

Las alteraciones en la actividad eléctrica se manifiestan en cambios en la señal ECG visualmente obvios y otras solo cambios sutiles que se pueden detectar con la duración de las características para la detección de anomalías (*Diane R. Karius, 2016*):

Estas características son las siguientes

- Onda P: Representa la despolarización auricular.
- Complejo QRS: Se corresponde con la despolarización ventricular y su duración es de aproximadamente hasta 0.1 segundos.
- Intervalo QT: Va del final de la onda Q al inicio de la onda T. Su duración es de hasta 0.43 segundos. Representa el potencial de acción ventricular.
- Intervalo PR: Comprende el segmento del final de la onda P al inicio de
- Onda T: Representa la repolarización ventricular.
- Segmento ST: Final de la onda S al inicio de la onda T. Su duración en promedio es de 0.32 segundos, se toma de la resta del segmento QT menos la duración del complejo QRS. Se corresponde con la meseta del potencial de acción ventricular.
- Frecuencia cardíaca: Número de latidos por unidad de tiempo

Obteniendo estas características el especialista de la salud es capaz de detectar cualquier alteración o anomalía en las señales electrocardiográficas, proporcionarlas en tiempo real, visualmente claras, y con los tiempos de duración indicadas para cada una de ellas, dará al médico herramientas necesarias para un pre diagnóstico del paciente. La derivación II para el monitoreo de pacientes en ambientes clínicos es sustancial ya que es la derivación estándar y la más utilizada en hospitales para monitoreo. Esta derivación tiene características básicas que ayudan al médico o especialista de salud a tener un criterio sobre alguna anomalía y

poder dar un pre diagnóstico médico del paciente, por lo tanto, es de las más utilizadas en el sector salud. Las derivaciones precordiales y monopolares se utilizan en casos especializados según el diagnóstico del paciente o necesidades del especialista.

#### 1.4 Generación de la señal ECG.

Esta gráfica está compuesta por una serie de ondas que representan etapas del *latido cardíaco*. La *onda P* es producida por la despolarización auricular, el *complejo QRS* por la despolarización ventricular, y el *segmento ST* y la *onda T*, significa la repolarización ventricular, la repolarización auricular no suele aparecer porque es “oscurecida” por el complejo QRS.

Para la generación de la gráfica del ECG son requeridos como mínimo 3 electrodos en las derivaciones estándar. Para estudios complejos e investigaciones se utilizan 12 derivaciones que permiten observar la actividad eléctrica del corazón desde 12 posiciones diferentes, se entiende por derivaciones a cada una de las configuraciones de electrodos mediante las cuales se registra la actividad eléctrica del corazón (Juárez *et al*, 2001).

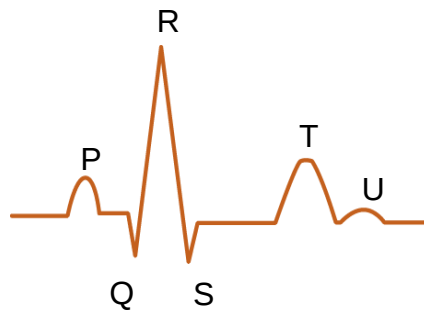


Fig. 1.3. Señal ECG. Fuente: Propia del Autor.

## 1.5 Derivaciones para ECG.

En forma general los electrocardiogramas se dividen en dos partes, plano frontal y plano horizontal. El plano frontal anatómicamente resulta de “cortar” la actividad eléctrica del corazón desde la cabeza hasta los pies y el plano horizontal desde el esternón hasta la columna vertebral tal y como se muestra en la (figura 1.4) (García, I.,2002).

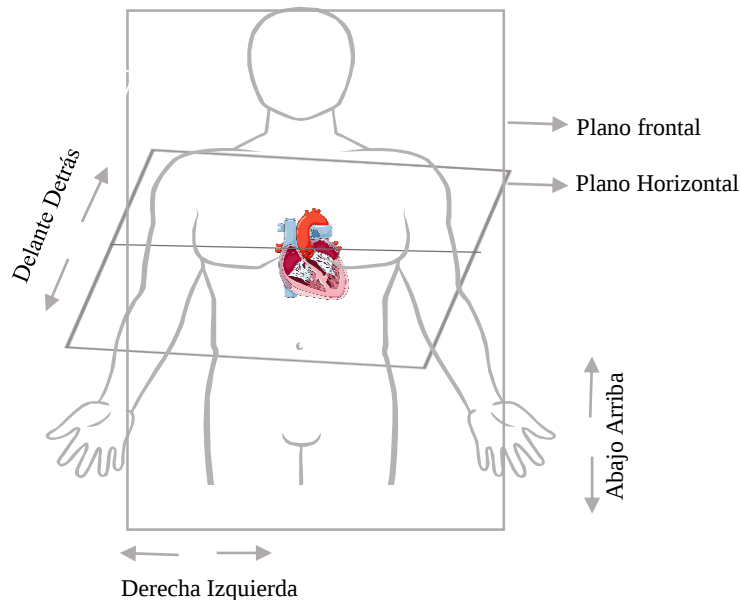


Fig. 1. 4. Planos de derivaciones. Fuente: Propia del Autor.

### 1.5.1 Derivaciones plano frontal.

#### 1.5.1.1 Derivaciones bipolares.

Estas fueron las primeras que describió Einthoven, se les llama bipolares ya que toman el registro de la diferencia de potencial que genera el corazón entre dos extremidades (García, I.,2002), son conectados a los dos polos, un polo positivo y un polo negativo, de forma siguiente:

- Derivación I: diferencia de potencial del brazo izquierdo (polo positivo +) y del brazo derecho (polo negativo -).
- Derivación II: diferencia de potencial del brazo derecho (polo negativo -) y de la pierna izquierda (polo positivo +).
- Derivación III: diferencia de potencial del brazo izquierdo (polo negativo -) y de la pierna izquierda (polo positivo +).

Las derivaciones I, II y III forman un circuito cerrado y la suma total de las diferencias de potencial es igual a cero, existe una relación muy importante llamada la ecuación de Einthoven, que se puede resumir de la siguiente manera:

$$(1.1) \quad \text{Derivación II} = \text{Derivación I} + \text{Derivación III}$$

Estas derivaciones representadas gráficamente toman la forma muy aproximada de triángulo equilátero llamado *triángulo de Einthoven* que se observa en la (figura 1.5).

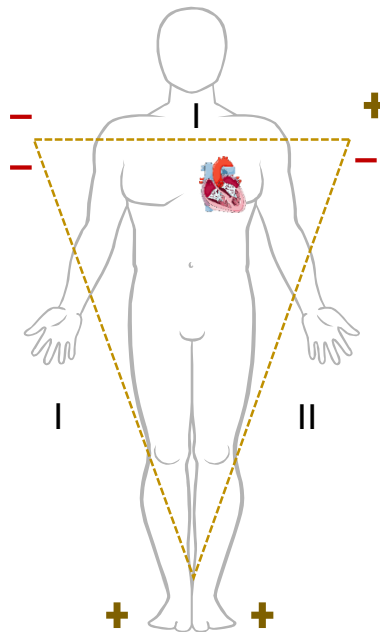


Fig. 1.5. Triángulo de Einthoven. Fuente: Propia del Autor.

### 1.5.1.2 Derivaciones monopolares.

Las derivaciones monopolares registran la diferencia de potencial entre un punto determinado del cuerpo donde se coloca el electrodo y otro punto donde el potencial eléctrico es cero.

Las derivaciones monopolares registran el potencial eléctrico total en un punto del cuerpo. Para lograr que un polo del electrodo tenga potencial neutro se emplea la denominada *Central Terminal de Wilson (CTW)* y solamente se trata de un electrodo conectado en la pierna izquierda, brazo izquierdo y brazo derecho (García, I.,2002).

- aVR: Registra la diferencia de potencial del brazo derecho y CTW.
- aVL: Registra la diferencia de potencial del brazo izquierdo y CTW.
- aVF: Registra la diferencia de potencial de la pierna izquierda y CTW.

Estas derivaciones también están relacionadas entre sí de la siguiente manera:

$$(1.2) \quad aVR + aVL + aVF = 0$$

## 1.5.2 Derivaciones plano horizontal.

### 1.5.2.1 Derivaciones precordiales.

Estas derivaciones son monopolares y registran la actividad eléctrica del corazón en el plano horizontal, se utilizan seis derivaciones ( $V_1 \dots V_6$ ) (Dale, D. 2007).

- $V_1$  Cuarto espacio intercostal (entre las costillas).

- $V_2$  Cuarto espacio intercostal, inmediatamente a la izquierda del esternón.
- $V_3$  Directamente entre  $V_2$  y  $V_4$ .
- $V_4$  Quinto espacio intercostal, en la línea medioclavicular, anterior izquierda.
- $V_5$  Espacio intercostal, en la línea axilar anterior izquierda.
- $V_6$  Espacio intercostal, en la línea medioaxilar izquierda,

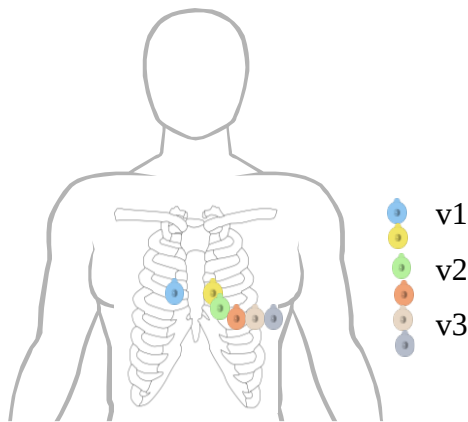


Fig. 1.6 Derivaciones precordiales. Fuente: Propia del Autor.

## 1.6 Biopotenciales

Los biopotenciales son señales fisiológicas y eléctricas extremadamente pequeñas que son generadas por diferentes células del organismo. La actividad eléctrica es descrita por el intercambio de iones en la membrana de la célula. La adquisición de biopotenciales se obtiene a través de electrodos, una vez obtenida la señal se acondiciona en un circuito electrónico (Van H., 2009).

### 1.6.1 Sensores para biopotenciales.

Los sensores para biopotenciales cuentan con tecnología suficiente para operar por sí solos y con el aditamento de módulos inalámbricos que puedan comunicarse con dispositivos inteligentes y enviar biopotenciales para el monitoreo clínico. Cada uno de los sensores cuenta

con distintas etapas que lo hacen útil para estas aplicaciones: electrodos, circuito acondicionador, convertidor analógico-digital y módulos inalámbricos que utilizan diferentes protocolos de comunicación. Estos sensores deben cumplir con características que los hagan cómodos y de fácil uso (Van H., 2009):

- El tamaño de los sensores debe ser lo más cómodo.
- Considerar el tamaño y peso del sensor
- Encontrar métodos de conciliar el sensor con el cuerpo humano.
- El sensor debe de tener su propia fuente de energía.
- El costo del sensor del sistema debe ser lo mínimo posible.
- Creación de sensores inteligentes.
- Fácil mantenimiento.

El sistema que compone un sensor para biopotenciales concilia el funcionamiento eléctrico de las señales fisiológicas en el cuerpo humano y las nuevas tecnologías en el siglo XXI (Figura 1.7).

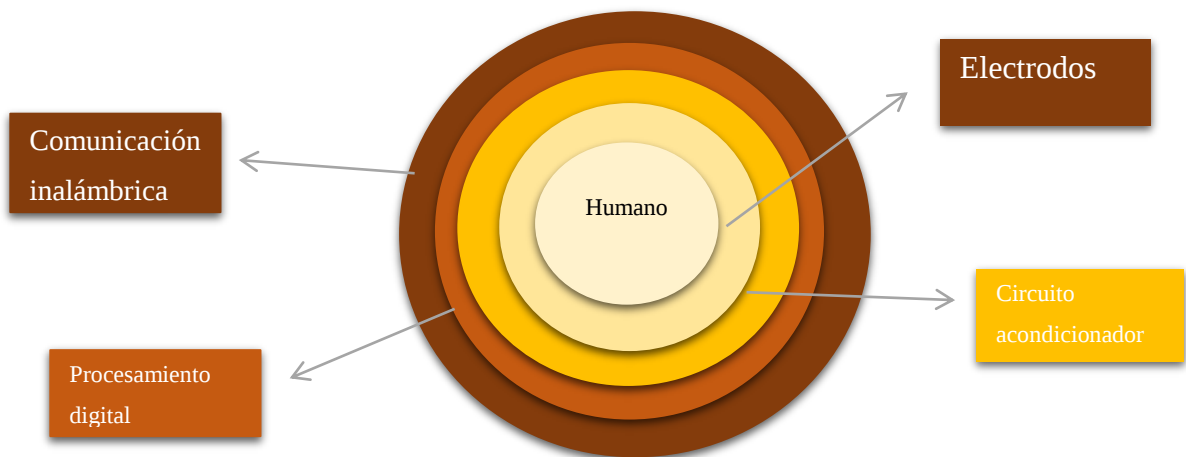


Fig. 1.7. Esquema Sistema de Sensores para biopotenciales (Van Hoof C., 2009).

### 1.6.2 Electrodo

Existen diferentes tipos de electrodos para la adquisición de biopotenciales “wet”, “dry” y “Non-contact”. Los electrodos “wet” usan un gel entre la piel del paciente y el electrodo para la Adquisición del biopotencial. Los electrodos de la clasificación “dry”, por el contrario, no emplean ninguna sustancia que involucre la piel del paciente y al electrodo. Los electrodos “Non-contact” utilizan capacitancia para la detección del biopotencial y recibirla en el circuito de acondicionamiento (Van Hoof C., 2009).



Fig. 1.8. Imagen ilustrativa Electrodo Comercial (Servier Medical, 2018).

### 1.6.3 Amplificadores Operacionales

El propósito de un amplificador para biopotenciales es el de amplificar y filtrar las señales extremadamente pequeñas generadas por el cuerpo humano. Un buen amplificador que se utilice en sistemas portátiles debe cumplir con varios retos (Van Hoof C., 2009):

- Un alto CMRR (por sus siglas en inglés *Common Mode Rejection Ratio*) para rechazar interferencia de la red.
- Filtro pasa-altas para rechazar las interferencias de corriente directa.
- Bajo nivel de ruido para una alta calidad de la señal.
- Baja disipación de calor para bajo consumo de energía.
- Ganancia y filtrado configurable que se adapten a diferentes tipos de biopotenciales.

Estas características deben cumplirse para el correcto acondicionamiento de los biopotenciales, el CMRR alto es de gran importancia para el rechazo de grades señales de modo común, además de características de filtros para eliminar señales de corriente directa.

Existen amplificadores para la adquisición de diversos biopotenciales. Entre ellos se encuentra el amplificador de instrumentación el cual es utilizado para la amplificación de señales ECG.

#### **1.6.2.1 Amplificador de instrumentación**

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial con características específicas que lo hacen ideal para el uso médico. Tienen una ganancia que ronda de 1 a 10000 la cual se controla con un componente resistivo, su ganancia en modo común CMRR debe ser muy baja respecto a su ganancia diferencial, poseen un bajo nivel de tensión Offset lo cual lo hace ideal para trabajar con señales pequeñas como lo son las señales fisiológicas.

Para el cálculo de la ganancia se utiliza la siguiente ecuación:

$$(1.3) \quad G = 1 + \frac{50k\Omega}{R}$$

El CMRR es un parámetro muy importante en los amplificadores operaciones, es conveniente que sea lo más grande posible, la fórmula es la siguiente (Van Hoof C., 2009).

$$(1.4) \quad CMRR = 20\log \frac{A_d}{A_s}$$

*Donde  $A_d$  es la ganancia diferencial.*

*Donde  $A_s$  es la ganancia en modo común.*

## 1.7 Filtros Electrónicos

Un filtro es un diseño electrónico que deja pasar una banda de frecuencias y atenúa las frecuencias que se encuentran fuera de esa banda. Un filtro pasa-bajas mantiene una salida de voltaje constante hasta una determinada frecuencia de corte  $f_c$  (figura 1.9.b). Conforme la frecuencia aumenta la salida se atenúa. Los filtros pasa-altas por el contrario atenúan las frecuencias que se encuentran por debajo de la frecuencia de corte (figura 1.9.a). Los filtros pasa-banda atenúan la salida de voltaje que no se encuentre en el rango de frecuencias de corte (figura 1.9.c), mientras que los filtros rechaza-banda por el contrario, rechazan una banda determinada de frecuencias (figura 1.9) (Coughlin F. et al., 1993). Por los componentes que utilizan pueden clasificarse en filtros pasivos y los filtros activos.

### • Filtros Pasivos

Los filtros pasivos son aquellos que están formados por elementos básicos que no generan energía, como lo son resistencias, bobinas y/o capacitores.

### • Filtros Activos

Los filtros activos incluyen elementos como amplificadores operacionales, transistores, resistencias, capacitores, e inductores.

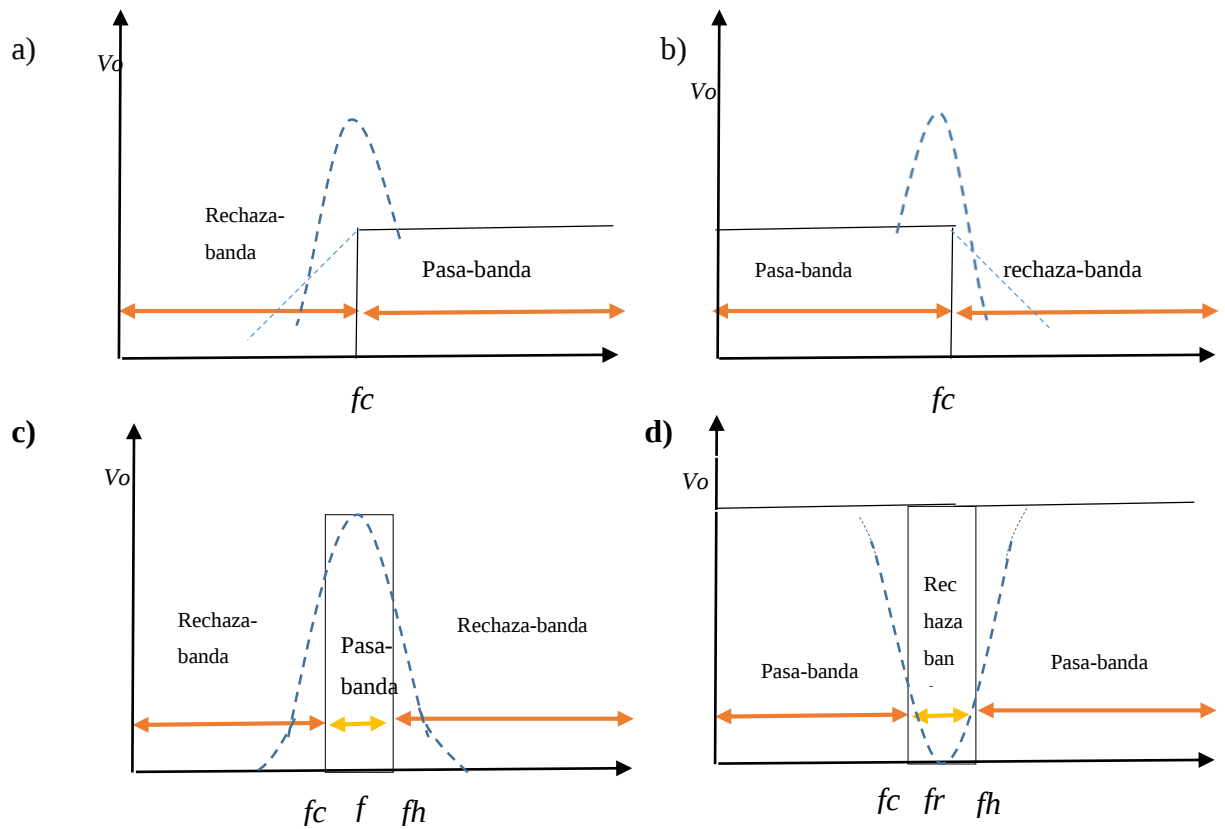


Fig. 1.9 a) Filtro pasa-altas b) Filtro pasa-bajas c) Filtro pasa-banda d) Filtro Rechaza-banda. Fuente: Propia del Autor.

#### • Filtros primer orden

Los filtros de primer orden pueden ser pasa-bajas o pasa-altas. La frecuencia de corte se determina de la siguiente manera (Malvino A. *et al*, 2007):

$$(1.5) \quad f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Donde:

R= valor Resistencia

C=Valor Capacitor

### 1.7 Convertidor analógico-digital.

Los biopotenciales son señales analógicas eléctricas que pueden ser de difícil manipulación y almacenamiento, este problema es resuelto gracias a los convertidores analógicos digitales. Estos permiten la comunicación de los biopotenciales con dispositivos inteligentes como las computadoras. Estos convierten la señal analógica en señal binaria para la interpretación en dispositivos digitales (*Van Hoof C.,2009*) (figura 1.10).



Fig. 1.10. Esquema Representativo de un convertidor analógico-digital. Fuente: Propia del Autor.

### 1.10 Tecnologías inalámbricas para dispositivos médicos.

Las tecnologías inalámbricas para dispositivos médicos generalmente se clasifican en dos grandes grupos que son largo y corto alcance. Las tecnologías inalámbricas de corto alcance transmiten las señales o datos del paciente a un receptor local. El receptor local puede ser independiente o conectarse a una estación central de monitoreo. Las tecnologías de largo alcance transmiten los datos del paciente directamente a un lugar de monitoreo remoto (*Terry G. Mahn, C. 2014*).

#### 1.10.1 Tecnologías de corto alcance:

**Implantes inductivos:** los implantes inductivos se utilizan para monitorear la actividad cardiovascular como los marcapasos. Estos se comunican a distancias cortas de menos de un pie desde el cuerpo el paciente, manejan un índice bajo de velocidad de datos.

**Wi-Fi, Bluetooth y Zigbee:** estas tecnologías son de uso cotidiano en dispositivos inteligentes como celulares inteligentes, computadoras portátiles, tabletas, etc. Y también pueden adaptarse a implantes en el cuerpo o dispositivos médicos.

### 1.10.2 Tecnologías de largo alcance:

**Wireless Medical Telemetry system (WMTS):** esta tecnología comunica datos de los sensores del cuerpo a lugares de monitoreo remoto. Las señales llegan a estaciones de monitoreo donde algún especialista puede observar el comportamiento de los datos del paciente.

**Worldwide Interoperability for Internet Access (WiMAX):** A menudo se refiere como "última milla" tecnología de acceso de banda ancha, WiMAX ofrece una transmisión inalámbrica utilizando una gran variedad de modos de transmisión, desde enlaces punto a multipunto para el acceso a Internet portátil y completamente móvil. La tecnología ofrece hasta 70 Mbps de banda ancha a distancias de varios kilómetros.

*Tabla 1.3 Tecnologías inalámbricas para dispositivos médicos. (Terry G. Mahn, C. 2014).*

| Tecnología                                     | Frecuencia de banda                          | Velocidad de transmisión           | Rango   |
|------------------------------------------------|----------------------------------------------|------------------------------------|---------|
| Implantes inductivos                           | < 1 MHz                                      | ~1-30 kbps                         | <1m     |
| Wireless Medical Telemetry system              | 608-614 MHz 1395-1400 MHz<br>1427-1429.5 MHz | ~>250 kbps                         | 30-60 m |
| Worldwide Interoperability for Internet Access | 2.5 GHz                                      | ~70 Mbps (fixed) ~40 Mbps (mobile) | Km      |
| WiFi                                           | 2.4/5GHz                                     | ~248 Mbps                          | 250m    |
| Bluetooth                                      | 2.4 GHz                                      | ~3 Mbps                            | 10m     |
| ZigBee                                         | 2.4Ghz                                       | ~250 kbps                          | 610m    |

### 1.10.3 Bluetooth

Este tipo de comunicación inalámbrica, que transmite por medio de ondas de radio de corto alcance, entre dos dispositivos, que actualmente los podemos encontrar en diversos dispositivos como lo son los dispositivos móviles inteligentes, computadoras y dispositivos de entretenimiento. Los dispositivos que utilizan este tipo de tecnologías deben estar a máximo diez metros de distancia con una frecuencia de banda de 2.4 Ghz, todos los dispositivos que utilizan esta tecnología cuentan con un chip integrado. En un estudio, el consumo de energía eléctrica de un chip BlueCore2 fue de 1.8 volts y 57 mA de corriente eléctrica para el transmisor y ~47 mA para el receptor (*Idris, Y., et al 2016*). Esta tecnología es de las más utilizadas en aplicaciones móviles médicas por su sencilla implementación, hay que tomar en cuenta los inconvenientes, ya que no es posible trabajar con la seguridad de la transferencia de datos y maneja un corto alcance de aproximadamente 10 metros.

### 1.10.4 WiFi

El protocolo de comunicación WiFi ha marcado una diferencia en el área de comunicaciones, actualmente todos los dispositivos inteligentes cuentan con un módulo de comunicación WiFi. Este tipo de comunicación funciona con una tarjeta de red inalámbrica como hardware y un punto de acceso que sirve de interfaz entre los dispositivos de red con cableado y acceso a internet. Con banda ancha de 2.4Ghz y un rango de alcance alrededor de 35 metros lo hace una de las tecnologías inalámbricas más utilizadas. (Iokes, G.,2015).

### 1.10.5 ZigBee

ZigBee es un protocolo de transmisión inalámbrica basado en radiofrecuencia, utiliza una frecuencia de banda de 2.4 Ghz. ZigBee es un protocolo muy utilizado en la automatización de edificios y dispositivos de entretenimiento, y tiene una velocidad de transmisión de datos de 250 Kbps, comparado con bluetooth, Zigbee cuenta con mayor alcance de transmisión de hasta 100 metros en interiores. El consumo de energía en los dispositivos que usan el protocolo ZigBee es de alrededor 3.0 volts (*Idris, Y., et al 2016*). El bajo consumo energético es un punto positivo a favor de la implementación de dispositivos

médicos con estas nuevas tecnologías, reduciendo los costos operacionales de equipos médicos en el sector salud. Los nuevos dispositivos que manejan este tipo de comunicación suelen tener un rango de alcance de hasta 610 metros en interiores y 15.5 km en exteriores, superando la comunicación WiFi y bluetooth.

### 1.11 Módulo de transmisión inalámbrica XBee-PRO s3b ® 900HP

Los módulos XBee-PRO s3b ® 900HP son módulos de transmisión y recepción de datos, que permiten la adquisición y transferencia de datos de forma inalámbrica. Estos módulos son configurables desde la plataforma XCTU desarrollada por la empresa Digi ®. Los módulos cuentan con certificación de uso en varios países, los que lo hacen de fácil acceso y fácil comercialización. Utilizan las bandas de frecuencia ISM (Industrial Scientific, Medical) lo cual permite un uso óptimo en el sector salud (DIGI,2014).



Fig. 1.11. Módulos inalámbricos XBee-PRO s3b ® 900HP(DIGI, 2014).

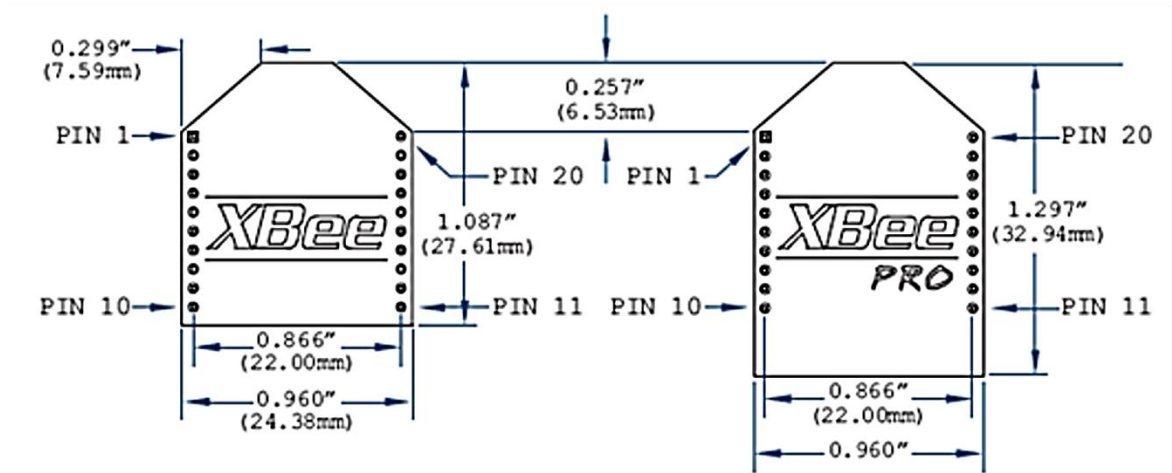


Fig. 1.12. Dimensiones Módulos inalámbricos XBee-PRO s3b ® 900HP(DIGI, 2014).

Tabla 1. 0.4. Características módulos inalámbricos XBee-PRO s3b ® 900HP(DIGI,2014).

| Características                           |                     |
|-------------------------------------------|---------------------|
| <b>Consumo voltaje</b>                    | 2.6 a 3.6 v         |
| <b>Consumo de corriente transmisor</b>    | 60 mA-290 mA        |
| <b>Consumo de corriente receptor</b>      | 39 mA               |
| <b>Rango de transmisión en interiores</b> | 610 m               |
| <b>Rango de transmisión en exteriores</b> | 15.5 km             |
| <b>Velocidad Serial de transmisión</b>    | 9600-230400 baudios |
| <b>Frecuencia de banda</b>                | 902-928 Mhz         |

#### 1.11.1 Comunicación punto a punto XBee.

La manera más sencilla de la comunicación en el protocolo que utilizan los dispositivos XBee, es la comunicación punto a punto, la cual únicamente requiere de dos

nodos para la transmisión: un transmisor y un receptor. Tal y como sucede en una llamada telefónica, lo que dice el interlocutor solo puede ser escuchado por el receptor. Para que esto suceda los módulos XBee deben de ser conectados en una misma red y deben tener la misma ID para que puedan identificarse y transmitir (Faludi, R, 2011).



Fig. 1.13. Comunicación punto a punto módulos XBee (DIGI,2014).

### 1.11.2 Comunicación UART.

La comunicación UART (*Universal Asynchronous Receiver Transmitter*) por sus siglas en inglés, se usa para la transmisión de datos asíncronos. Desde el punto de vista funcional, el UART se divide en dos partes fundamentales que son el transmisor y el receptor (figura 1.14), el UART controla la velocidad de recepción y transmisión. El UART toma bytes de datos y transmite los bits de datos de manera secuencial (figura 1.15). En el receptor el UART se encarga de reensamblar los bits de datos en bytes completos (Tomasi,2003).



Fig. 1.14. Esquema representativo comunicación UART Xbee S3b PRO®. Fuente: Propia del Autor.

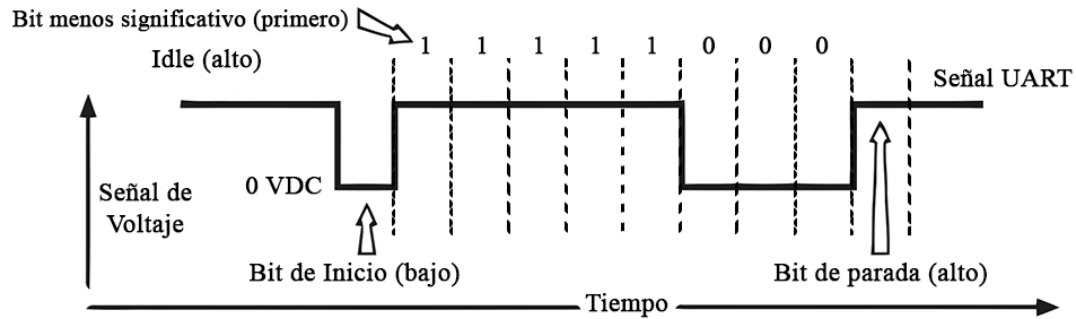


Fig. 1.15. Comunicación UART. Fuente: Propia del Autor.

### 1.12 Instrumentación Virtual

En los últimos años, el uso de nuevas tecnologías ha servido para mejorar los dispositivos electrónicos basados en equipo de cómputo, el uso de la instrumentación virtual propone un nuevo comienzo, acompañando a los sistemas electrónicos, incorporando nuevas tecnologías e innovación científica y tecnológica. Los sistemas de instrumentación tradicional cuentan con sensores para adquirir variables físicas y convertirlas en señales eléctricas medibles, para su procesamiento. Pero no ofrecen una fácil portabilidad y tampoco permiten el acceso a los datos adquiridos inmediatamente, por lo que nace la instrumentación virtual, la cual permite la adquisición de datos externos a través de sensores para la visualización y procesamiento de los mismos, a través de interfaces gráficas dentro de un equipo de cómputo. La adquisición de datos para poder interpretar las variables se da por medio de sensores compatibles con el tipo de tecnología de transmisión que se desea utilizar, posteriormente se selecciona el lenguaje de programación para la creación de nuestro instrumento virtual, entre los cuales existen C++, Python, C#, LabVIEW etc. (Pineda, 2018).

Cada uno de los lenguajes puede ofrecer ventajas y desventajas entre sí, se requiere analizar la necesidad de nuestra aplicación virtual para la selección del mismo, permitiendo la creación de interfaces virtuales que se apliquen a la instrumentación diseñada. El uso correcto de sensores lleva a la aplicación de conocimientos para la creación y diseño de aplicaciones virtuales.

### 1.13 Normatividad

Los dispositivos médicos utilizados en ambientes clínicos requieren de normas y leyes que regulen su óptimo funcionamiento. Las tecnologías inalámbricas están creciendo día con día por lo que, en países desarrollados, existen guías que permiten la regularización de las mismas, tal es el caso de la FDA en Estados Unidos, donde en el año 2013 se realiza una guía para la implementación de tecnologías inalámbricas donde se discuten los siguientes puntos (FDA, 2013):

- Selección de la tecnología inalámbrica.
- Calidad de la tecnología inalámbrica.
- Seguridad de los datos transmitidos.
- Mantenimiento.
- Información de la operación del dispositivo.
- Capacidad del dispositivo de funcionar correctamente sin causar interferencias.

Existen normas internacionales como la ISO 13485:2016 que se encarga de la gestión de calidad y de aspectos generales de los dispositivos médicos. Puede ser utilizada para la producción, diseño, instalación y mantenimiento de estos dispositivos.

Esta norma requiere de ciertos parámetros como lo son, el manual de usuario del producto, los requerimientos de infraestructura del dispositivo, el ambiente de trabajo donde opera el dispositivo, el plan de trabajo para la realización del producto, requisitos del dispositivo, el diseño y desarrollo del producto, la validación del producto, análisis de los datos entre otras importantes características para evaluarse.

Es importante considerar normas internacionales como lo son las ISO porque así los dispositivos creados pueden utilizarse de forma internacional y es más fácil adecuarlos a legislaciones de otros países (ISO,2003).

En México el marco legal del uso de tecnologías inalámbricas en dispositivos médicos está limitado por la NOM-241-SSA1-2012. Esta norma establece los requisitos que debe

cumplir un dispositivo médico, que va desde el diseño, desarrollo, estabilidad, acondicionamiento, análisis, control, etc.

Para garantizar servicios de calidad a los pacientes que requieran el uso de algún dispositivo médico es de vital importancia para los fabricantes apegarse a esta normatividad que concuerdan con normas internacionales como lo son la ISO 13485 mencionada anteriormente, ya que al cumplir estándares internacionales podrán mejorar y cubrir los requerimientos legales y elevar los estándares de calidad, mejorando así el bienestar y desarrollo social(SSA,2012).

#### **1.14 Privacidad y seguridad de dispositivos inalámbricos y plataformas médicas virtuales.**

Una de las inquietudes en este tipo de tecnologías y de las más importantes y cuestionadas es la privacidad y seguridad del paciente. Cuando se habla de aplicaciones médicas para dispositivos inteligentes sabemos que se manejan datos importantes respecto a la salud del paciente, por lo cual estas aplicaciones deben contar con una regularización sobre términos de privacidad.

La privacidad de la información médica según el Comité Nacional de Estadísticas Vitales y de Salud (NCVHS) del Departamento de Salud y Servicios Humanos de los Estados Unidos, es el derecho de un individuo, a controlar la adquisición, el uso, o la divulgación de sus datos (Torre-Díez,et al ., 2014).

Los usuarios que manejen la información del paciente deben respetar los datos y la información desplegada y almacenada en estas aplicaciones y hacer uso de estos para uso exclusivo de diagnóstico y/o monitoreo del paciente. El paciente debe ser informado del uso de su información y hacerle llegar un escrito sobre cómo se manipulará esta, todo para que haya confiabilidad del paciente y del usuario especialista al utilizar este tipo de tecnologías en ambiente clínico.

La seguridad es otro aspecto muy importante cuando se habla de aplicaciones médicas, y esta es contar con las herramientas tecnológicas y/o administrativas necesarias para proteger los datos del paciente y evitar el acceso de terceros, implementando protocolos de seguridad para así reducir la vulnerabilidad de estas tecnologías a personas no autorizadas.

Deben capacitarse en las instituciones de salud para el uso de estas aplicaciones, ya que los aspectos de privacidad y seguridad se toman poco en cuenta, a los médicos y personal del hospital se les permite utilizar aplicaciones para llevar el historial clínico del paciente y no toman en cuenta estas cuestiones. En un estudio se evaluaron 79 aplicaciones para la salud la mayoría de estas no se encriptó la información que fue capturada en internet y un 20% no tenía política de privacidad. En otro estudio solamente un 30.5% de 600 aplicaciones más usadas tienen política de privacidad, también hay aplicaciones utilizadas en el sector salud que pueden llegar a transferir datos de personas que las descargan a diferentes servidores de internet que no son propiamente de la aplicación si no externos, lo cual causa desconfianza e intriga sobre este tipo de aplicaciones donde se maneja información sensible y delicada de los pacientes que las utilizan. Otra preocupación está en que los seguros médicos podrían subir de precios, esto se debe a que deben también cubrir los datos que se obtengan de estas aplicaciones como método de protección al paciente y puede llegar a impedir la implementación de estas tecnologías en el ambiente clínico (*Treskes et al., 2016*).

Estas aplicaciones carecen de un estándar en la privacidad y seguridad ya que se sabe las aplicaciones de dispositivos inteligentes pueden ser descargadas en la mayoría de los países sin ningún tipo de restricción y con acceso libre. Debido al rápido crecimiento de este sector, la normatividad en todos los países no está actualizada y no está adecuada para regular este tipo de tecnologías en el ambiente clínico, todas estas cuestiones de privacidad deben ser abordadas y actualizadas de tal manera que coincidan con estas nuevas tecnologías, ya que afecta negativamente con la confiabilidad que se deposita en ellas.

La diferencia de normatividad en diferentes países hace de la creación de dispositivos médicos inalámbricos y aplicaciones médicas un problema ya que la regulación para cada uno es distinta, se necesita encontrar normativas internacionales que coincidan con la legislación de cada país.

## CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE

En los últimos tiempos las tecnologías en el sector salud han ido en constante crecimiento, la adquisición de señales fisiológicas y procesarlas de manera digital ha ayudado a la detección de enfermedades y a diversos estudios, además de permitir el monitoreo de dichas señales que ayuden y den soporte al diagnóstico del paciente. El desarrollo de sensores que permitan la adquisición y monitoreo de señales fisiológicas en el sector salud, es una de las necesidades básicas ya que permiten el monitoreo de dichas señales durante largos periodos de tiempo en tiempo real, facilitando el diagnóstico y el monitoreo del paciente. En tiempos recientes, la telemedicina ha proporcionado la facilidad de monitoreo de pacientes en cualquier momento del día y en cualquier lugar. Los sensores inteligentes se colocan en el cuerpo del paciente y permite la adquisición y transmisión de las señales fisiológicas como lo son, la presión arterial, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno, temperatura corporal etc. (Fezari,2015).

Los desafíos para el desarrollo de estos sensores son la multifuncionalidad, flexibilidad, alta velocidad de datos, procesamiento en tiempo real, y la portabilidad (Wang, 2016). Las funcionalidades y flexibilidad de los sensores permiten la adquisición de diversas señales en el cuerpo en base a su diseño y con el propósito para que fueron creados, para una correcta adquisición es necesario transmitir a altas velocidades ya que el procesamiento y la visualización en tiempo real lo demanda, además de contar con herramientas que permitan el procesamiento de la señal para su visualización y monitoreo, además que debe ser portable y de fácil transporte, todo esto para mejorar y adecuar las nuevas tecnologías a las necesidades del sector salud, y aportar practicidad y velocidad a los diagnósticos médicos.

A lo largo de la literatura se puede observar la necesidad y practicidad de los sensores para señales fisiológicas que aportan distintas metodologías para su realización y obteniendo diversos modelos de sensores que ayuden al monitoreo del paciente. Los recientes avances en sensores fisiológicos, circuitos integrados y tecnologías inalámbricas llevan al desarrollo de sensores para electrocardiografía inteligentes que pueden incluirse en el sector salud para monitoreo de la señal de ECG.

El electrocardiógrafo es un instrumento médico que registra los biopotenciales generados por la actividad eléctrica del músculo cardíaco. Está construido por electrodos de superficie, selector de derivaciones, un amplificador de potencia. Existe una organización encargada de regular las características con las que debe contar un electrocardiógrafo (American Heart Association) para que así los médicos puedan analizar el trazo del electrocardiograma sin ningún inconveniente (Tucci R.,2007).



Fig. 2.1. Diagrama de bloques general de un electrocardiógrafo convencional. Fuente: Propia del Autor

En 1903 Willem Einthoven, construyó el primer electrocardiógrafo que llevaba un galvanómetro en el cuerpo para registrar la actividad eléctrica del músculo cardíaco en contracción. Este instrumento médico revolucionó el mundo de la medicina, ya que se pudo correlacionar los datos clínicos del paciente y los trazos del electrocardiograma para el diagnóstico de enfermedades coronarias. Einthoven introdujo la nomenclatura que conocemos actualmente para la señal electrocardiográfica P, QRS, T. EL galvanómetro era muy robusto y eso impedía su uso en clínicas u hospitales, para poder utilizarlo se estableció una conexión aprovechando los cables de red telefónica para transmitir desde el hospital hasta el laboratorio donde Einthoven trabajaba. En 1928 la compañía Frank Sanborn desarrolló el primer electrocardiógrafo portátil, funcionaba con una batería de 6 volts. En 1948 Norman Holter desarrolló el monitor Holter o “Holter” como se le conoce actualmente, con el que se permite monitorear la señal electrocardiográfica del paciente que lo porta (Trevor, W. 1987).

Actualmente los electrocardiógrafos que se utilizan en ambientes clínicos se implementan dentro de los monitores vitales de los hospitales para el monitoreo de los pacientes hospitalizados. Los electrocardiógrafos portátiles pueden visualizar la señal en tiempo real,

imprimir el electrocardiograma para su posterior diagnóstico y almacenar dichas señales de forma digital.

El aditamento de tecnologías de transmisión remota a instrumentos médicos surge de las nuevas tendencias y necesidades del siglo XXI, propiciando que las investigaciones en estos campos sean cada vez más amplias y frecuentes. Las tecnologías inalámbricas son una tendencia que brinda comodidad y flexibilidad por lo que algunas investigaciones han utilizado los dispositivos inteligentes móviles y tomado algunos de estos principios para generar sus propios electrocardiógrafos portátiles (*Treskes et al., 2016*), aún no son tan frecuentemente utilizados en ambientes clínicos, pero sí existen electrocardiógrafos que permiten la transmisión inalámbrica de ECG para otros dispositivos inteligentes como lo son las computadoras y dispositivos móviles (*Bamarouf F., 2016*).

El rápido crecimiento de las tecnologías inalámbricas ha dado pie a que se amplíe la investigación en este campo de la ingeniería, creando sistemas que ayuden a la adquisición de señales fisiológicas, dando soporte al monitoreo en casa y hospitalario. Es necesario la implementación de protocolos de comunicación inalámbricos tales como Bluetooth, WiFi y ZigBee, que permitan la transmisión remota de señales fisiológicas como lo es la señal de electrocardiografía, la cual es primordial en diagnóstico y monitoreo médico. Se puede apreciar el aumento acelerado de investigaciones en este ámbito al pasar de los años. Estas tendencias cada vez son más exploradas buscando su aceptación en el sector salud público y privado.

Por otro lado, existen transductores y/o sensores eléctricos que permiten la adquisición, interpretación de señales fisiológicas añadiendo protocolos de transmisión inalámbrica de los datos. En el año 2013 se implementa un sistema de sensores para la adquisición de la señal electroculograma (EOG). Este cuenta, con cuatro partes fundamentales, que son los electrodos convencionales para adquirir la señal, circuito para el procesamiento de la señal, transmisión inalámbrica, y la visualización en un dispositivo inteligente. El circuito para el procesamiento cuenta con una etapa de amplificación, un circuito de aislamiento, un filtro pasa banda y un convertidor analógico-digital. Para la etapa de transmisión se utilizaron los módulos inalámbricos XBee s2. Donde se logró realizar un sistema para la adquisición de la señal EOG y transmitirla vía inalámbrica utilizando

tecnología XBee, programando una interfaz visual para el usuario en el lenguaje de programación gráfico de LabVIEW® (*Sung W.,2013*). La adquisición de señales fisiológicas es uno campo de la medicina e ingeniería que crece constantemente, los sensores son instrumentos de medición para estas variables que han estado presentes desde hace tiempo en el campo de la medicina, los han ido evolucionando junto con ella. Los equipos médicos utilizan transductores y/o sensores para la obtención de las señales junto con una etapa de acondicionamiento.

En el año 2012 se realiza un sistema completo de adquisición y transmisión remota con 8 canales para señales fisiológicas (ECG, EEG, EOG), utilizando el protocolo de comunicación ZigBee. El sistema puede ser utilizado en hospitales, clínicas, hogares, centros de investigación y de enseñanza. La arquitectura general del sistema con dos etapas generales:

- Módulo de adquisición y transmisión (ATM), responsable de la adquisición, amplificación, filtrado, digitalización y transmisión de las señales fisiológicas.
- PC host, esta etapa es la encargada de mostrar la señal adquirida y enviada por el módulo ATM.

El módulo ATM cuenta con un circuito que permite la selección de ganancia para amplificación, frecuencias de corte de los filtros y la digitalización de la señal, además de utilizar el módulo XBee s1 para la transmisión de los biopotenciales (*Boquete et al.,2012*). El sistema implementado comprueba que es posible la transmisión remota de biopotenciales utilizando módulos XBee, añadiendo etapas de acondicionamiento para los mismos. Trabajo similar se realizó en el año de 2015 donde se implementa un sistema embebido para el análisis de ECG en tiempo real y un grupo de sensores para ECG, temperatura corporal y presión sanguínea, empleando el microcontrolador integrado en la tarjeta Arduino para el procesamiento y la comunicación serial entre el módulo XBee (*Fezari et al., 2015*). Demostrando así, practicidad, innovación y tendencia de los sistemas ambulatorios y sensores con comunicación remota.

El estudio para la transmisión inalámbrica de señales fisiológicas, es una constatación que sigue en el campo de la ingeniería obteniendo nuevos parámetros y adaptaciones que sirven

como guía para partir y realizar investigaciones, tal es el caso del año 2016 donde se realizó un sistema de sensores con transmisión inalámbrica para los biopotenciales ECG, EEG y EOG. Utilizando el protocolo de comunicación WBAN basado en comunicación WIFI, un sensor que capta los biopotenciales eléctricos y un convertidor analógico digital, además de utilizar una unidad que mide la inercia en el cuerpo del paciente con un giroscopio y acelerómetro obteniendo la postura del cuerpo. El sistema promete un aumento en la tasa de transmisión de los datos y la sincronización multicanal del sensor (*Wang et al,2016*). Una limitante de utilizar la tecnología WBAN es el alto consumo de energía que inclusive es mayor que los protocolos de comunicación Bluetooth o ZigBee.

La medición de señales fisiológicas está abierta a una gama amplia de tipos de sensores, en el 2016 se presenta un proyecto en el cual se utiliza un sensor óptico para la medición de volumen sanguíneo y la transmisión de la misma mediante módulos bluetooth. El sistema se compone de un sensor óptico el cual adquiere la presión sanguínea, un microcontrolador (Atmega328p) el cual adquiere la señal analógica y utiliza su convertidor analógico digital y un módulo bluetooth para transmisión y recepción de la señal en dispositivos inteligentes. Obteniendo un sistema y una interfaz de usuario que permite la visualización en tiempo real de la señal (*Izzati N., 2016*).

Los sensores para electrocardiografía están en constante cambio y desarrollo, tal es el caso que en el año 2016 se desarrolla un “sensor anillo” para la adquisición de la señal electrocardiográfica que además de sensar la actividad eléctrica del corazón permite la transmisión inalámbrica de la señal evitando así el uso de cables. El sistema consta de un sensor tipo anillo, un filtro pasa bandas, un CAD de precisión de 24 bits y la etapa de transmisión inalámbrica vía bluetooth (*Ye-Lin et al,2017*). Obteniendo un sistema indicador que es factible al uso de sensores particulares inalámbricos para la obtención de biopotenciales electrocardiográficos.

En el mismo año se desarrolla un sistema de electrodos particulares para la obtención de los tres biopotenciales que componen las tres derivaciones básicas de electrocardiografía (I, II, III). Utilizando el principio básico de un electrocardiógrafo, amplificación, filtrado, convertidor analógico digital y el aditamento de una etapa de transmisión inalámbrica utilizan módulos XBee s1 y la función PWM que permite la transmisión analógica de la señal a un

receptor para ser visualizada en un osciloscopio. Este sistema permite la adquisición de biopotenciales y la reconstrucción de las derivaciones I II Y III de manera analógica (*M.A. Reyna et al, 2016*). Uno de los retos al crear sensores con las tecnologías inalámbricas es la visualización de las señales. Es necesario la implementación de plataformas virtuales en dispositivos inteligentes que se adecuen al hardware implementado y que permitan un correcto uso de las señales fisiológicas obtenidas por medio de hardware con tecnologías inalámbricas. Existen programas realizados en diferentes lenguajes de programación que permiten la manipulación, visualización y almacenamiento de estas variables (*Djermanova N., 2016*).

Adentrándonos a la transmisión inalámbrica de la señal electrocardiográfica se presenta la transmisión de señales de electrocardiografía utilizando módulos inalámbricos XBee y el protocolo de comunicación ZigBee. Dichas señales fueron generadas en Matlab de manera artificial y transmitidas por los módulos inalámbricos de un ordenador a otro ordenador, para después ser reconstruida. El trabajo se basa en el principio de comunicación punto a punto lo cual es sencillo y fácil de implementar, no es un monitoreo en tiempo real, y al incrementar la distancia de los módulos incrementa el error de reconstrucción de la señal de ECG perdiendo información y arrojando datos no precisos (*Rocha F. et al, 2013*). El trabajo presenta el principio básico de la transmisión punto a punto para una señal de ECG transmitida remotamente, esto sirve como punto de partida para probar la fidelidad de los dispositivos XBee, en la transmisión de la señal de ECG del proyecto realizado en la presente investigación. El error de señal transmitida y recibida se encuentra definida con la siguiente ecuación:

$$RE(t) = |f(t) - \hat{f}(t)|$$

Que corresponde a la diferencia entre la señal original,  $f(t)$  y la señal reconstruida  $\hat{f}(t)$  por cada instante de tiempo.

La señal transmitida fue monitoreada en las distancias de 1m, 6m y 10m, alejando el transmisor del módulo receptor, conforme la distancia es incrementada el error también lo fue.

En el año 2015 se propone un sistema similar con dos tarjetas una receptora (Rx) y otra transmisora (Tx) integrando un microcontrolador y el dispositivo XBee el cual decide el tipo de comunicación (XBee-microcontrolador, XBee-equipo de cómputo, microcontrolador-equipo de cómputo) y si el sistema trabajará como un receptor o un transmisor de la señal de ECG. La señal es transmitida de equipo de cómputo a equipo de cómputo con una interfaz visual muy importante para el usuario realizada en el lenguaje de programación C++ utilizando señales sintéticas de la base de datos Physionet (Ghariani,2015).

Una correcta transmisión y recepción de las señales electrocardiográficas es primordial en la presente investigación. El uso de señales sintéticas para el estudio de transmisión y recepción facilita la integración de los componentes hardware y software e incrementa la posibilidad de la corrección de inconvenientes durante la experimentación. Como se demuestra en las investigaciones antes mencionadas.

Los autores mencionados anteriormente crean una etapa de hardware y de software para la transmisión y recepción inalámbrica de señales fisiológicas a través de diferentes metodologías, que auxilian a las investigaciones posteriores realizadas en el presente proyecto. Aportando conocimiento sobre cómo ha trascendido el uso de tecnologías inalámbricas y sus valiosas aportaciones para transformar la forma en que los dispositivos médicos son utilizados hasta el día de hoy mejorando el monitoreo y la practicidad de los mismos.

## CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA

La metodología consistió en una etapa de acondicionamiento de la señal de ECG, donde se incluyen las etapas de adquisición, amplificación y filtrado, una fase de conversión analógica a digital (CAD), siguiendo con la adaptación de una fase de transmisión y recepción inalámbrica utilizando los módulos inalámbricos (XBTX y XB RX) y finalmente la fase de visualización de la señal transmitida empleando el código gráfico de programación de LabVIEW® (figura 3.1).

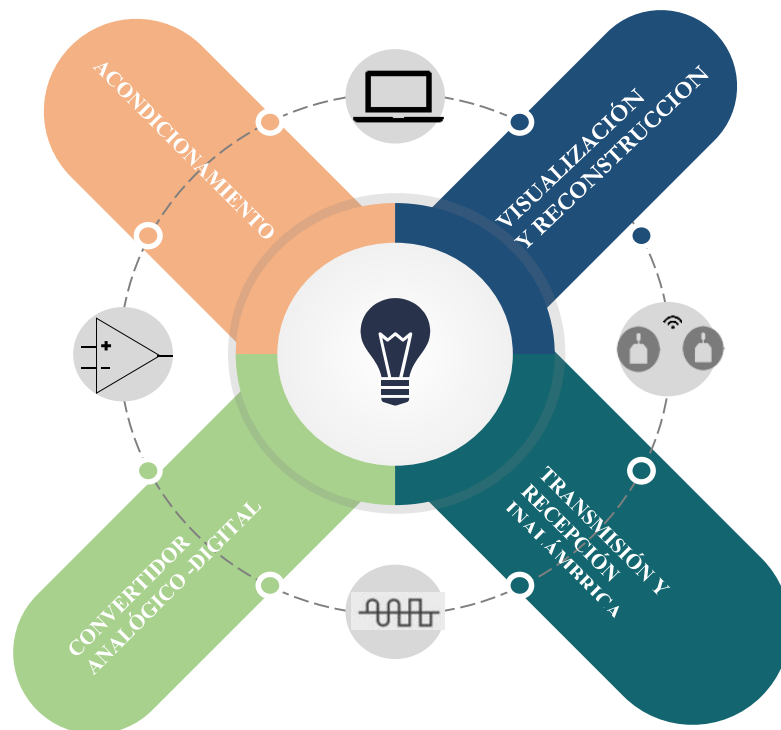


Fig. 3.0.1. Esquema general de la metodología Fuente: Propia del Autor.

Las etapas de adquisición fueron divididas en tres tipos, la primera de ellas se trabajó con una señal simulada para probar la funcionalidad de los dispositivos XBee s3b PRO como transmisores inalámbricos de la señal de ECG, la segunda forma de adquisición fue utilizado

un simulador de paciente y finalmente se recurrió a un paciente para la realización de pruebas. Consecuentemente se realizaron las etapas de filtrado y amplificación (acondicionamiento) que son necesarias para la adquisición de señales fisiológicas y siguen el esquema general de un electrocardiógrafo, estas etapas fueron probadas con un simulador de paciente gracias a la practicidad que ofrece el mismo. Siguiendo el esquema general se realizó un convertidor analógico digital adecuado a las condiciones que se requerían para trabajar con la etapa de transmisión inalámbrica utilizando los módulos XBee s3b PRO. En la etapa de reconstrucción se utilizaron tres sensores diseñados con cada una de las etapas anteriores (adquisición, acondicionamiento, CAD, transmisión y recepción). Cada uno de los sensores ofrece la adquisición de los biopotenciales (LA, RA, y LL) para “construir” el trazo de la señal de electrocardiografía completo en la plataforma virtual programada. Todo esto con la finalidad de desarrollar un prototipo de electrodos y/o sensores inteligentes inalámbricos que permitan la adquisición de los biopotenciales LA RA Y LL para la reconstrucción de la señal de ECG y su visualización en tiempo real.

### **3.1 Adquisición y Acondicionamiento de la señal de ECG.**

Los métodos utilizados para la adquisición fueron tres, el primer método consistió en la adquisición de una señal simulada por un generador de funciones, en el segundo la señal de ECG fue adquirida por un simulador de paciente y el tercer método la señal de ECG y los biopotenciales fueron adquiridos a través de un paciente.

La señal de ECG al ser adquirida por electrodos del colocados en el cuerpo del paciente debe ser procesada y acondicionada ya que las señales de ECG se encuentran en el orden de mV y para poder ser visualizada acudimos a un amplificador de voltaje, y la etapa de filtrado es muy importante ya que previene la contaminación por ruido de los biopotenciales y de la señal de ECG.

### 3.1.1 Adquisición

Se probó el sistema en tres diferentes etapas, señal de ECG simulada con un generador de funciones de la marca Tektronix ® y modelo AFG3021B, señal de ECG otorgada por un simulador de paciente a 60 latidos por minuto y en un paciente de sexo masculino con la edad de 16 años.

Para la etapa de adquisición de electrocardiografía se utilizó el simulador de paciente LionHeart 2® de la marca BIO-TEK®, en esta etapa se configuró dicho simulador en la derivación II, ya que es la más habitual en el área médica para monitoreo y diagnóstico. Esta señal debió ser acondicionada en una etapa de amplificación y filtrado. Además de realizar pruebas a un paciente conectado al sistema con electrodos convencionales para electrocardiografía.



Fig. 3.2. Simulador de paciente LionHeart 2®. (BIOTEK,2018)



Fig. 3.3. Generador de funciones AFG3021B (Tektronix Inc, 2010)



Fig. 3.4. Imagen paciente con electrodos convencionales utilizados. Fuente: Propia del Autor

### 3.1.2 Amplificación

En la fase de amplificación de la señal, se utilizó el componente INA 114 de la marca Texas Instruments™ (figura 3.5) que es un amplificador de instrumentación comercialmente utilizado, configurado con una ganancia diferencial igual a 1220 utilizando la (ecuación 1.3). En este caso se empleó el amplificador de instrumentación INA 114 de la compañía Texas Instruments el cual maneja un rango de voltaje de  $\pm 2.25$  a  $\pm 18$  v y un consumo de corriente de  $3\text{mA}$  (BURR BROWN, 1998). La etapa de amplificación es alimentada por una fuente dual de dos baterías de botón a 3.3v.

$$(1.3) \quad G = 1 + \frac{50k\Omega}{R}$$

$$G = 1220$$

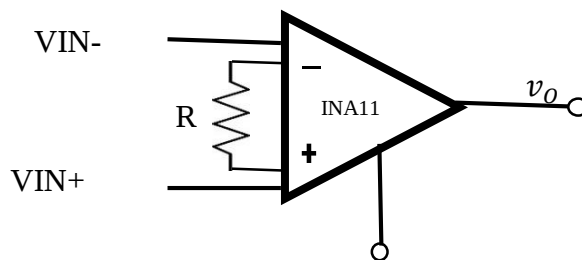


Fig. 3.5. Configuración utilizada para la fase de amplificación. Fuente Propia del Autor

Los parámetros medibles en un amplificador de instrumentación proporcionan información concreta de los modos de operación del mismo. Se consideraron los siguientes (Tabla 3.1):

*Tabla 3.1. Características eléctricas INA114 (BURRBROWN,1998).*

| Parámetro Eléctrico                  | Valor               |
|--------------------------------------|---------------------|
| Impedancia de entrada                | $10^{10}\Omega$     |
| Corriente de polarización de entrada | $\pm 1nA$           |
| Voltaje de operación                 | $\pm 2.85v$ a $18v$ |
| Consumo de corriente                 | $3mA$               |
| CMRR                                 | 80dB                |

### 3.1.2 Filtros

La siguiente fase se trata de un filtro pasa-bandas el cual cuenta con un rango de frecuencias entre 0.01-190 Hz. Aplicando la teoría básica para filtros RC se empleó la ecuación 1.5 para el cálculo de las resistencias del filtro pasa-banda, se utilizaron resistencias de  $820\Omega$  y  $10M\Omega$  y dos capacitores de  $1\mu F$  (Coughlin et al, 1993).

$$(1.5) \quad F = \frac{1}{2\pi RC}$$

•Cálculo de la frecuencia de corte del filtro pasa-bajas

$$F = \frac{1}{2\pi(820\Omega)1\mu F} = 194.09Hz$$

- Cálculo de la frecuencia de corte del filtro pasa-altas

$$F = \frac{1}{2\pi(10M\Omega)1\mu F} = 0.016Hz$$

### 3.1.3 Offset (Voltaje de desvío)

La última etapa de acondicionamiento es un circuito offset el cual proporciona 520mV adicionales a nuestra señal electrocardiográfica para la correcta interpretación del convertidor analógico utilizado, ya que no reconoce valores análogos negativos como tal. Para ello se requirió el amplificador lm358, capacitores y resistencias de uso comercial. Compuesto por un seguidor y divisor de voltaje con una alimentación de 3.3V.

*Tabla 3.2. Características eléctricas LM358(BURRBROWN,1998).*

| Parámetro Eléctrico  | Valor              |
|----------------------|--------------------|
| Voltaje de operación | $\pm 1.5v$ a $16v$ |
| Consumo de corriente | $1mA$              |

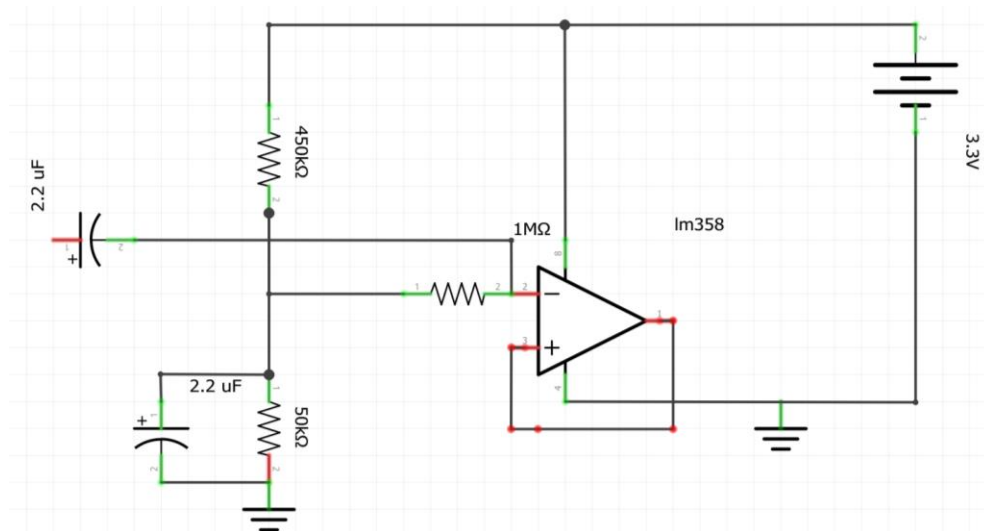


Fig. 3.6 Circuito Offset para señal. (Fritzing®,2018).

### 3.3 Conversión Analógico Digital (CAD).

La señal debe ser procesada en un microcontrolador con un convertidor analógico-digital externo, se consideró el CAD integrado de los módulos inalámbricos XBee s3b PRO pero al utilizarlo la capacidad del microcontrolador está a su máximo y la velocidad de transmisión es demasiado baja, de manera que solo pueden enviar aproximadamente 60 muestras por segundo, por lo que se pierde información y calidad, distorsionando la visualización ideal de nuestra señal. En la figura 3.7 se aprecia el funcionamiento del convertidor analógico digital XBee S3b PRO el cual consiste en una trama de valores hexadecimales los cuales fueron interpretados por un algoritmo realizado en la plataforma de programación gráfica LabVIEW donde se capturó la trama y se obtenía el valor del CAD del módulo XBee s3b PRO® se encuentra en modo API (*Application Programming Interface*).



Fig. 3.7. Transmisión del módulo XBEE s3b PRO en modo API. (Digi,2014).

Se optó por utilizar un CAD externo, ya que el integrado en los microcontroladores XBee s3b no permite la transmisión a la velocidad deseada. El CAD utilizado es el de la placa Arduino UNO® integrado en el microcontrolador AT mega 328. Para probar el CAD se utilizó una señal simulada. Dicha señal es procesada por el convertidor analógico digital (CAD), es enviada al pin transmisor (TX) serial del microcontrolador para ser adquirida por pin el receptor (RX) el módulo inalámbrico XBEE transmisor, esta decisión se basa en que los módulos inalámbricos XBee s3b utilizan el protocolo serial para comunicarse con el ordenador.

*Tabla 3.3 .Características convertidor analógico-digital del microcontrolador AT mega 328. (Sparkfun,2018)*

| <b>Características CAD microcontrolador AT mega 328.</b> |          |
|----------------------------------------------------------|----------|
| <b>Resolución</b>                                        | 10 bits  |
| <b>Frecuencia de muestreo por defecto</b>                | ~9khz    |
| <b>Rango voltaje</b>                                     | 0-5Volts |

Utilizando la función del convertidor analógico-digital “*analogRead()*” se obtiene una frecuencia de muestreo de 9Khz aproximadamente, por lo que se decidió diseñar un código basado en interrupciones para restringir la frecuencia de muestreo a 1Khz (figura 3.8). Esto se debe a que la velocidad del puerto serial de los módulos XBee s3b se saturan ya que 9khz es una frecuencia bastante alta para una velocidad de comunicación UART de 230400 baudios, la cuál es la máxima velocidad para los módulos XBee s3b PRO. El código fue programado en el IDE (entorno de programación) de Arduino UNO®.

El programa se carga por medio del IDE de Arduino al microcontrolador AT mega 328, el código fue configurado para imprimir el valor de voltaje en el puerto serial y enviarlo al pin del puerto serial TX de la placa de Arduino UNO®.

El código diseñado adquiere la señal de ECG generada, por el puerto análogo de la placa Arduino UNO®, y cada 1000 microsegundos obtiene el valor del mismo, este valor es procesado para adquirir el valor de voltaje real de la señal utilizando la siguiente ecuación:

$$(3.1) \quad \text{Voltaje} = \text{Valor CAD} * \frac{5 \text{ volts}}{1023}$$

Obteniendo así el valor de voltaje adquirido del puerto análogo, con una resolución de 10 bits y una frecuencia de muestreo de 1Khz. Dicho programa se encuentra en la sección de anexos.

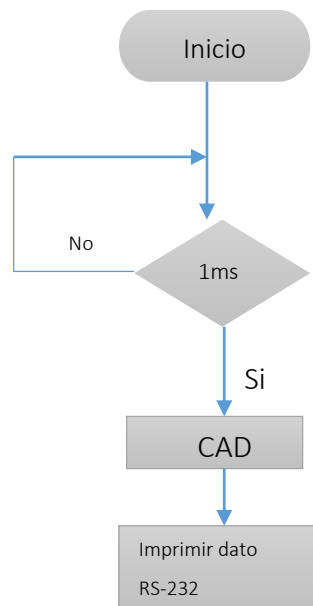


Fig. 3.8. Diagrama de flujo programa interrupciones microcontrolador. Fuente: Propia del Autor

### 3.4 Interfaz Serial Arduino-XBee

Para la adquisición de la señal de ECG simulada al módulo receptor inalámbrico XBee es necesario crear una pequeña interfaz de comunicación entre el pin transmisor serial de la placa Arduino UNO® y el pin receptor serial del módulo transmisor inalámbrico XBee tal y como se muestra en la figura 3.9 y 3.10. Para que la transmisión serial utilizando comunicación UART mediante el puerto rs2-32 sea la adecuada es necesaria configurar los módulos XBee y el microcontrolador a una velocidad de 230400 baudios que es la máxima velocidad de transmisión serial de los módulos.

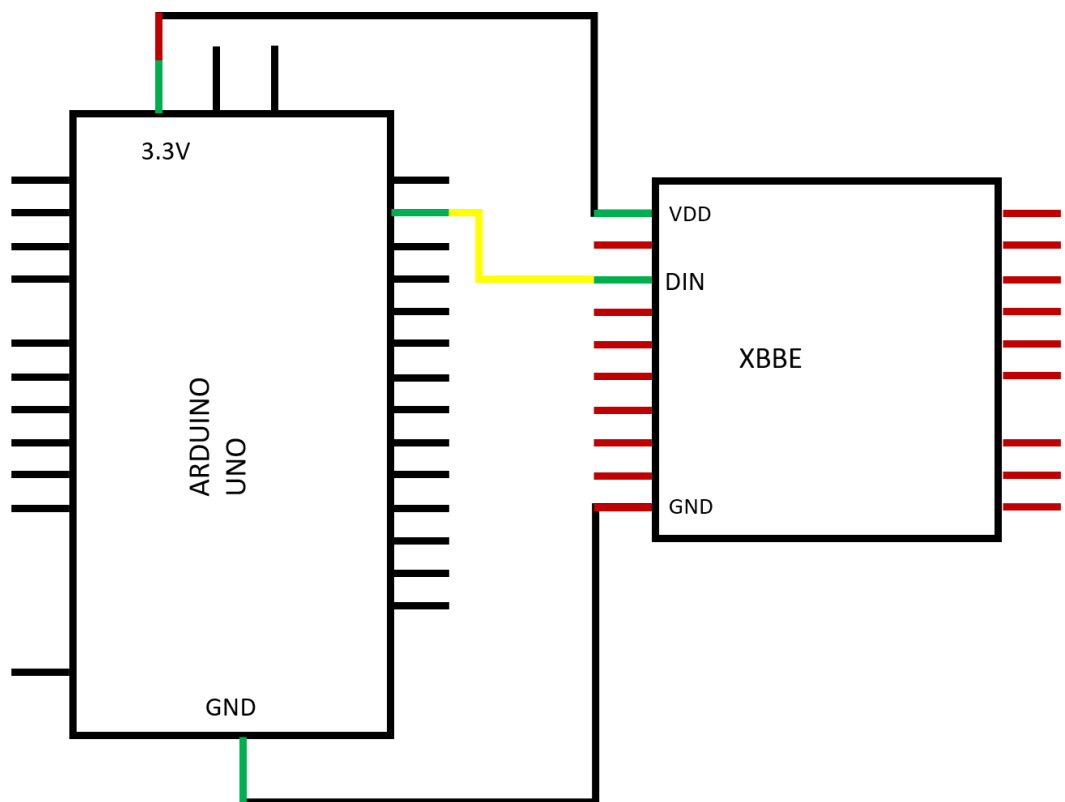


Fig. 3.9 Esquemático Interfaz Serial Arduino-Módulo receptor inalámbrico XBee s3b PRO ®. (Fritzing,2018)

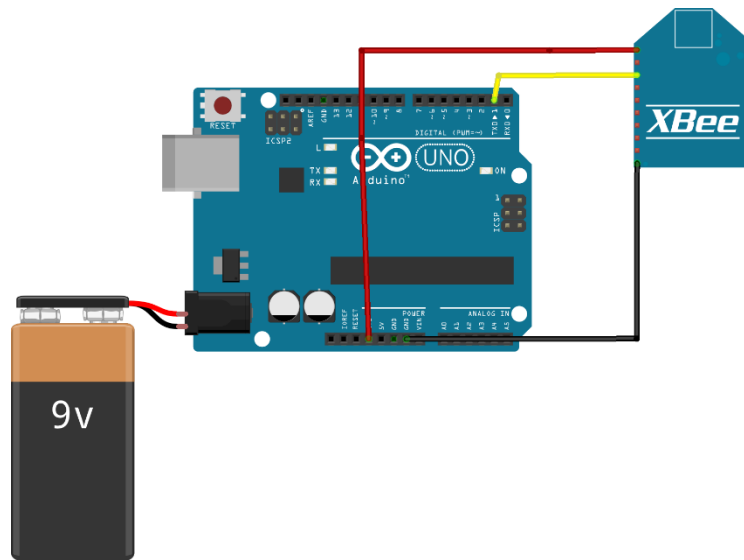


Fig. 3.10. Diagrama Físico Interfaz Serial Arduino-Módulo receptor inalámbrico XBee s3b PRO ®. (Fritzing ®, 2018)

### 3.4.1 Configuración Módulos XBee s3b PRO®.

Para la transmisión y recepción inalámbrica de la señal de electrocardiografía, es de suma importancia una correcta configuración de los módulos XBee s3b PRO®.

Cada módulo cuenta con parámetros que deben ser habilitados o en su defecto deshabilitados para la correcta transmisión. Para el correcto funcionamiento de los módulos en las etapas de transmisión y recepción de datos es de vital importancia contar con una fuente de voltaje que suministre el consumo de corriente adecuado para los módulos utilizados, ya que al momento de que el módulo deja de recibir suficiente corriente de alimentación la transmisión es deficiente, se pierden datos e información de la señal transmitida.

Tabla 3.4. Configuración módulos XBEE s3b PRO ® (transmisor y receptor).

Fuente: Propia del Autor

| Configuración módulos inalámbricos |              |                                                                                        |
|------------------------------------|--------------|----------------------------------------------------------------------------------------|
| XBTX                               | XBRX         | Descripción                                                                            |
| HP: 0x5                            | HP: 0x5      | Define el canal de transmisión por donde será enviada la señal.                        |
| ID: 0x5005                         | ID: 0x5005   | Únicamente se transmitirá la señal a los módulos con este ID                           |
| CE: 0x0                            | CE: 0x1      | Tipo de configuración: Router y coordinador                                            |
| DH: 13A200                         | DH: 13A200   | Dirección destino                                                                      |
| DL: 40E3229E                       | DL: 40E3229F | Dirección destino clave de los módulos                                                 |
| BD: 230400                         | BD: 230400   | Velocidad transmisión UART en baudios                                                  |
| AP: 0x0                            | AP: 0x0      | Coloca los dispositivos en modo transparente para la correcta interpretación de datos. |

### 3.5 Transmisión y recepción de la señal de ECG mediante módulos XBee.

#### 3.5.2 Simulación de derivación II del ECG.

Con el fin de simular la derivación II de un ECG y utilizarla para realizar pruebas de transmisión inalámbrica de módulos, se utilizó el generador de funciones Tektronix® AFG3021B, el cual cuenta con la peculiaridad de poder simular señales digitales y transmitir las por un canal analógico. La señal simulada representa el ciclo de latido de un ECG a 1000 muestras por ciclo en el software MATLAB® (figura 3.11). El archivo de la señal debe ser formato “.csv” para ser adquirido por el software ArbExpress® Signal Generator y ser convertida a formato “.tfw” para ser leída por el generador de funciones AFG3021B enviando las 1000 muestras de la señal a aproximadamente 1 segundo por ciclo, que es lo equivalente a un latido de una persona sana en reposo. (Smith D.,2011).

Antes de que la señal sea procesada por el convertidor analógico digital, se debió agregar una señal de DC (offset) en el generador de funciones, para que pudiese ser enviada al convertidor, ya que el convertidor no maneja voltajes negativos. Teniendo cuidado que señal no sobrepase los 5 Volts de amplitud, ya que el convertidor analógico digital utilizado tiene un rango de 0-5 Volts lo cual es suficiente para la aplicación.

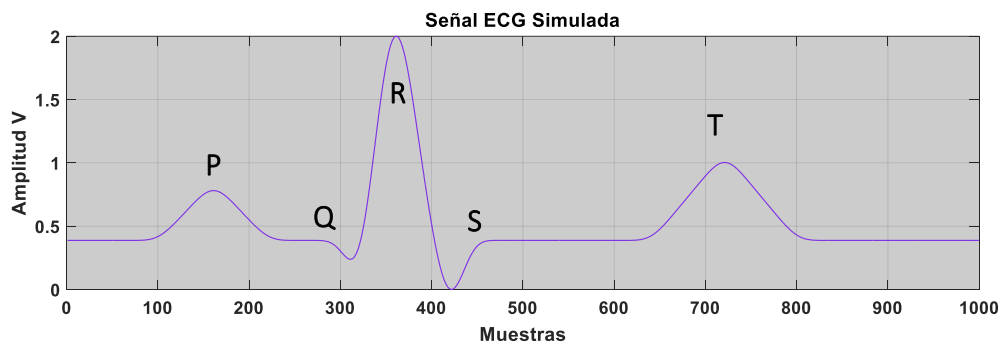


Fig. 3.11. Ciclo ECG simulado. Fuente: Matlab®.

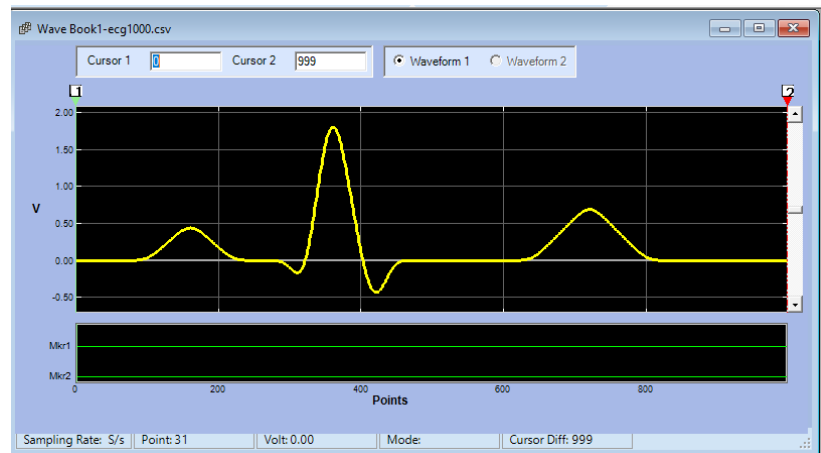


Fig. 3.12. Ciclo ECG simulado ArbExpress®. (ArbExpress®,2018)

### 3.5.3 Señal transmitida vs Recibida (Señal simulada).

Se utilizó una señal simulada de electrocardiografía para probar el sistema inalámbrico de los módulos XBee s3b.

Una vez que la señal fue adquirida por el primer módulo transmisor inalámbrico XBee s3b es enviada inalámbricamente por un cable virtual y comunicación punto a punto al módulo receptor inalámbrico XBee s3b PRO, ya que es recibida, en el módulo receptor inalámbrico XBee s3b PRO, es entregada a través del puerto serial a la plataforma programada y finalmente visualizada en tiempo real en el ordenador.

La señal transmitida se probó a diferentes velocidades de baudios para comprobar la importancia de este parámetro de configuración en la obtención de una señal de calidad.

Se transmitieron distintas señales obtenidas inalámbricamente, para probar la capacidad de tasa de transmisión del puerto serial (rs-232), implementado el circuito que se muestra en la figura 3.15 y como se describió anteriormente.

Para la transmisión de la señal simulada se utilizó un generador de funciones que permite la simulación de señales arbitrarias AFG3021B con el objetivo de identificar cambios significativos en la señal que pudiesen afectar la visualización y la interpretación de la misma.

Para realizar el procedimiento se efectuaron pruebas de transmisión a diferentes distancias, uno, dos, cuatro y diez metros, para ser exactos. La señal enviada es una señal simulada utilizando el software ArbExpress® que permite la generación de señales arbitrarias de forma analógica, el generador fue conectado en la placa Arduino UNO ® para realizar la conversión Analógica-Digital como se mencionó previamente, para dar pie a la trasmisión y recepción utilizando los módulos XBee S3b PRO®. En la figura 3.13 se representa la metodología descrita para la realización de dicho experimento. Para la recepción en el ordenador se utilizó un explorador de la marca Sparkfun® en donde es montado el módulo XBee s3b receptor, el cual utiliza el protocolo de comunicación serial.

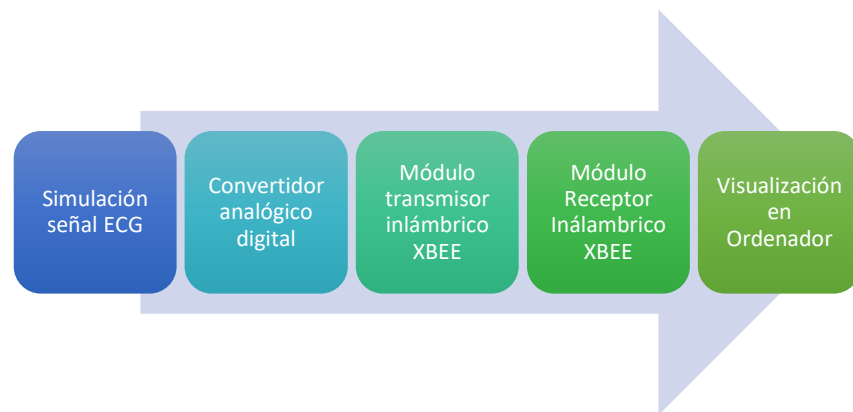


Fig. 3.13. Diagrama de bloques para transmisión y recepción.

En la siguiente imagen se muestra el diagrama gráfico de la metodología realizada para la transmisión y recepción de la señal simulada de ECG, utilizando la comunicación serial para la transmisión de datos en el puerto rs-2r32, la comunicación del convertidor analógico digital con el primer módulo inalámbrico es de por medio del puerto serial, así como la comunicación del segundo módulo inalámbrico al equipo de cómputo también es por comunicación serial implicando que el procesamiento de la señal se vea afectado por las baudios de transmisión que se describe posteriormente(figura 3.14).



Fig. 3.14. Diagrama representativo para transmisión y recepción.

A continuación, se visualiza el diagrama eléctrico seguido para la implementación de la interfaz realizada para la comunicación de la señal y la transmisión inalámbrica, el generador de funciones proporciona la señal simulada, la programación de la placa arduino convierte la señal a digital y por los módulo XBee transmiten y reciben la señal inalámbricamente para la visualización en el equipo de cómputo (figura 3.15).

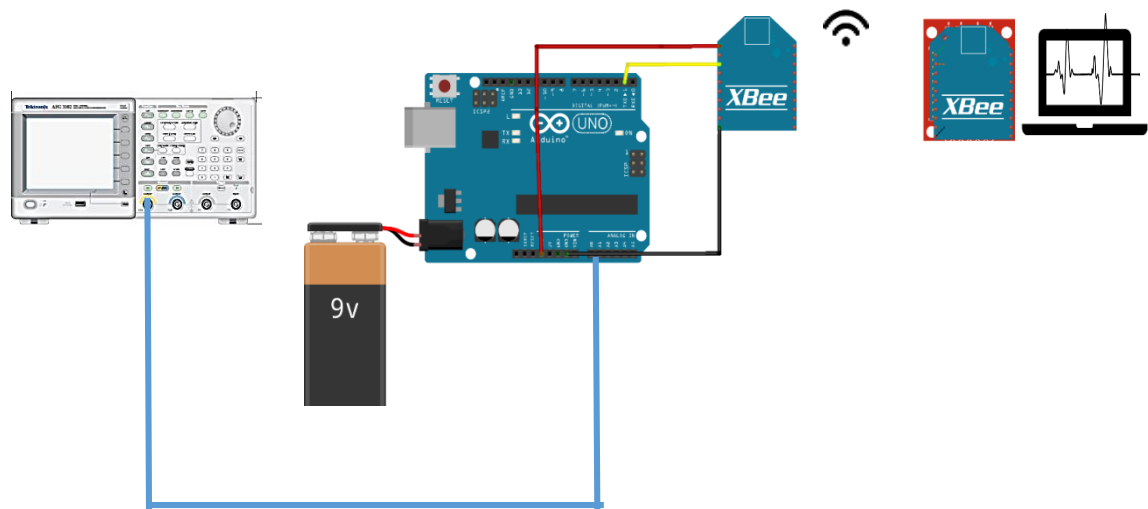


Fig. 3.15 Diagrama Físico para simulación y pruebas de transmisión realizada. (Fritzing, 2018 ®)

La primera gráfica obtenida (figura 3.16) muestra el comportamiento de la señal transmitida inalámbricamente a una tasa de transmisión de 9600 Baud Rate.

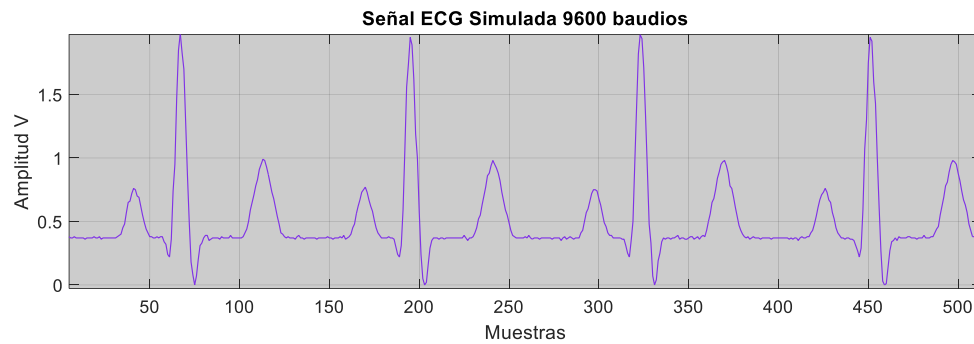


Fig. 3.16. Señal transmitida inalámbricamente ECG 9600 Baud Rate. Fuente: Matlab®.

La segunda gráfica obtenida (figura 3.17) muestra el comportamiento de la señal transmitida inalámbricamente a una tasa de transmisión de 19200 Baud Rate.

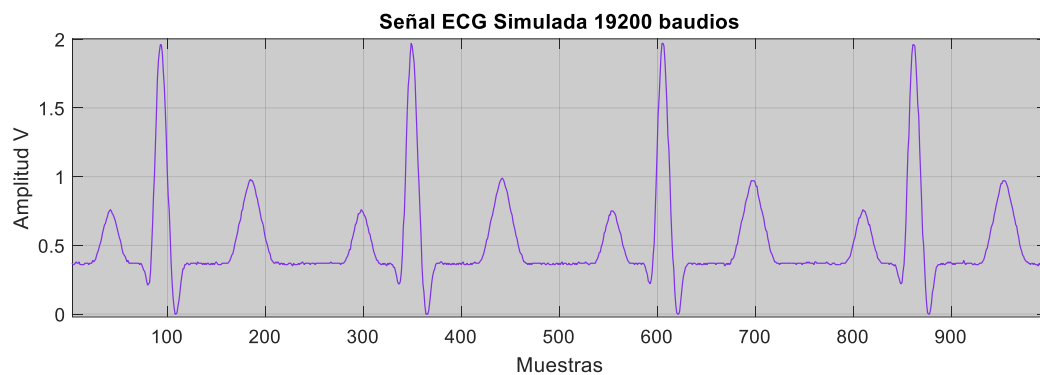


Fig.3.17. Señal transmitida inalámbricamente ECG 19200 Baud Rate. Fuente: Matlab®.

La tercera gráfica obtenida (figura 3.18) muestra el comportamiento de la señal transmitida inalámbricamente a una tasa de transmisión de 38400 Baud Rate.

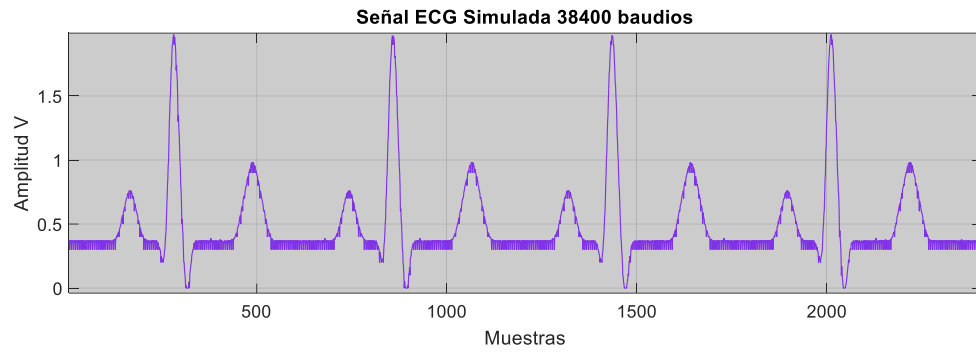


Fig. 3.18. Señal transmitida inalámbricamente ECG 34800 Baud Rate. Fuente Matlab ®.

La cuarta gráfica obtenida (figura 3.19) muestra el comportamiento de la señal transmitida inalámbricamente a una tasa de transmisión de 57600 Baud Rate.

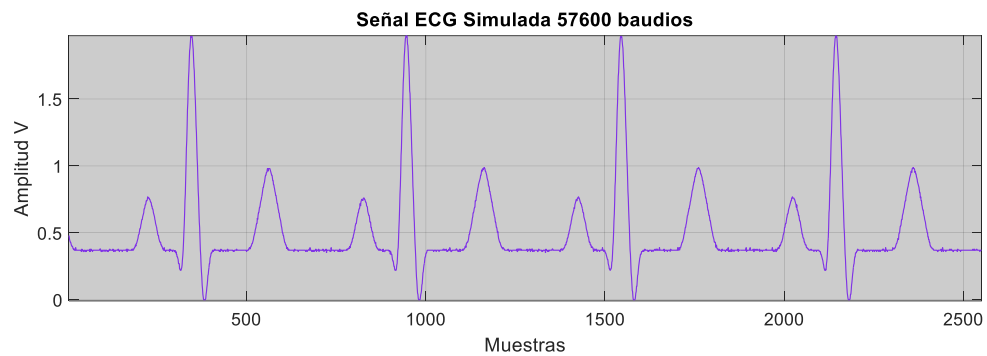


Fig.3.19. Señal transmitida inalámbricamente ECG 57600 Baud Rate. Fuente: Matlab®.

Para la velocidad de 230400 baudios se obtiene la gráfica de la figura 3.20.

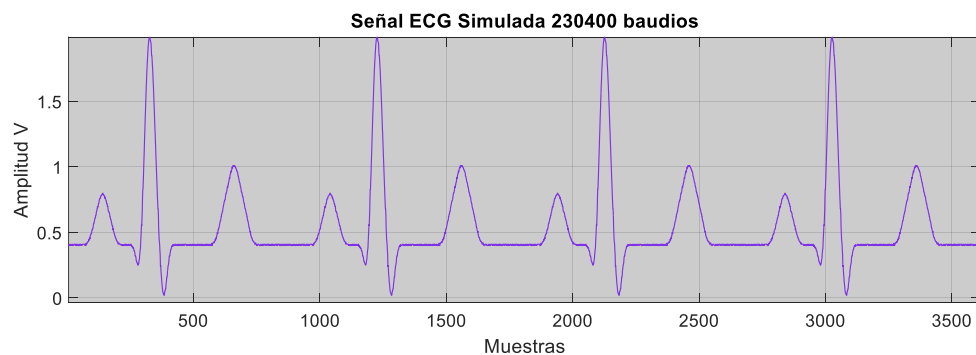


Fig.3.20. Señal transmitida inalámbricamente ECG 230400 Baud Rate.Fuente: Matlab®.

### 3.5.4 Señal transmitida vs Recibida Señal simulador de paciente LionHeart 2®.

Se probó el sistema ya integrado, utilizando el simulador de paciente LionHeart 2® a 60 latidos por minuto (figura 3.21) empleando una señal de paciente sano, para probar la transmisión y recepción de los módulos (figura 3.22).



Fig. 3.21. Señal transmitida Simulador LionHeart2 ®.Fuente: Propia del Autor.



Fig.3.22. Configuración derivación II Simulador LionHeart2 ®. Fuente: Propia del Autor

Se integraron las etapas de acondicionamiento al convertidor analógico digital y a la etapa de transmisión y recepción. Subsiguientemente se realizaron pruebas de distancias de 1m, 2m, 4m y 10m. Para probar el sistema de transmisión y recepción inalámbrico, en la figura 3.24 se muestra el sistema implementado. El sistema físico de cada sensor es apreciado en la imagen 3.23.

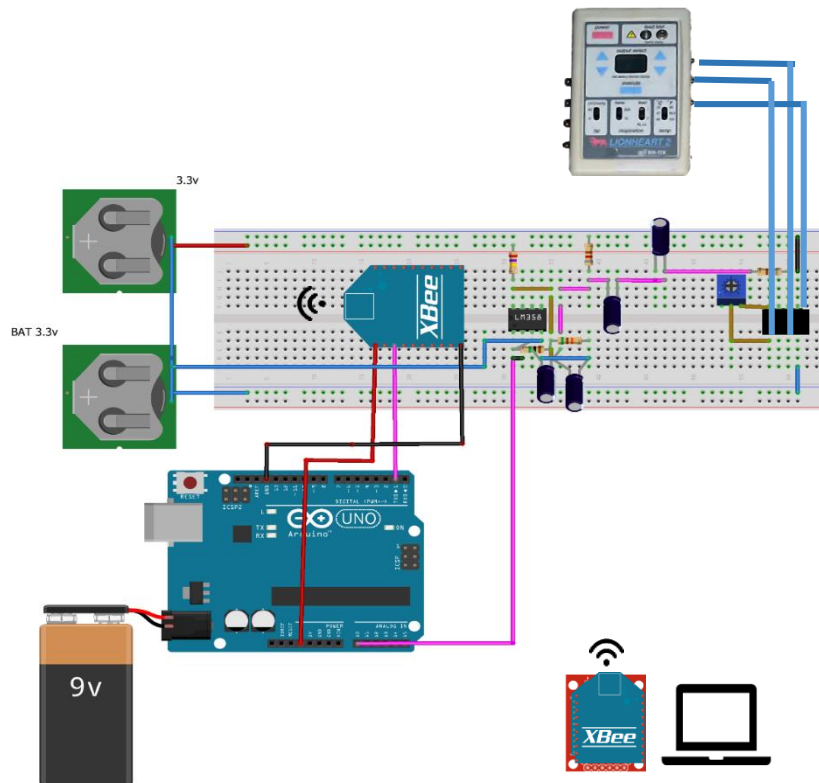




Fig. 3.23. Diagrama y fotografía física del sistema implementado. (Fritzing,2018)

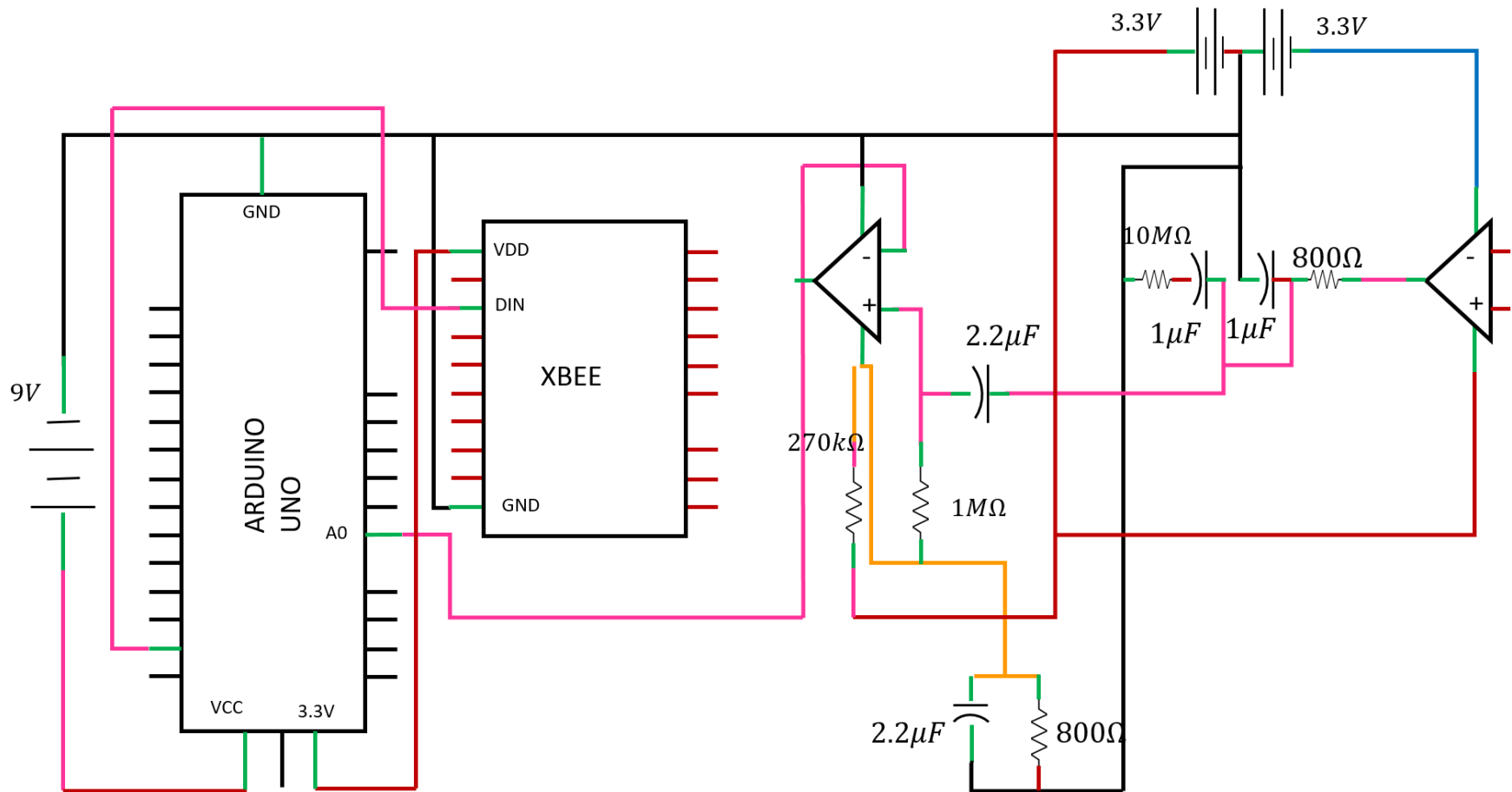


Fig. 3.24. Diagrama Esquemático sistema implementado. Fuente: Propia del Autor.

### 3.6 Sensores para Biopotenciales LA, RA y LL.

Los biopotenciales LA, RA Y LL de la señal de electrocardiografía se obtuvieron implementando un sensor para cada uno de ellos siguiendo la metodología antes mencionada. Analizando la literatura según el capítulo dos, se encontró con la que fuera la manera más factible de obtener cada biopotencial.

Para cada sensor se utilizan tres electrodos realizando una diferencia de potencial entre las dos entradas del amplificador de instrumentación y un electrodo de referencia, obteniendo así el biopotencial, como se muestra en la figura 3.25. En la figura 3.26 se muestra el sistema implementado.

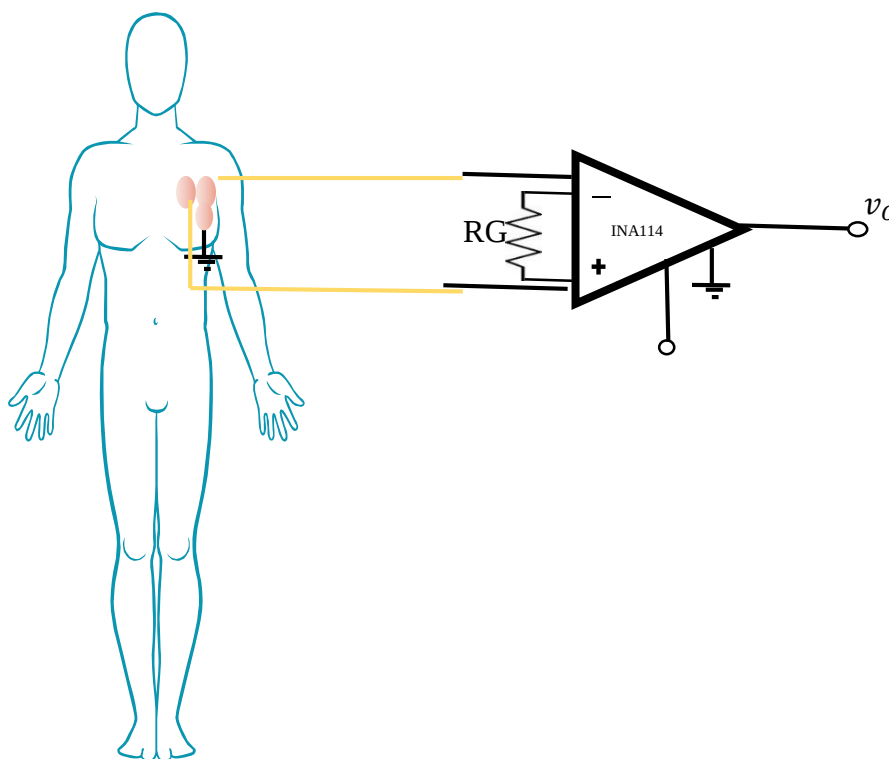


Fig. 3.25. Esquema Representativo para la captura de cada biopotencial. Fuente: Propia del Autor

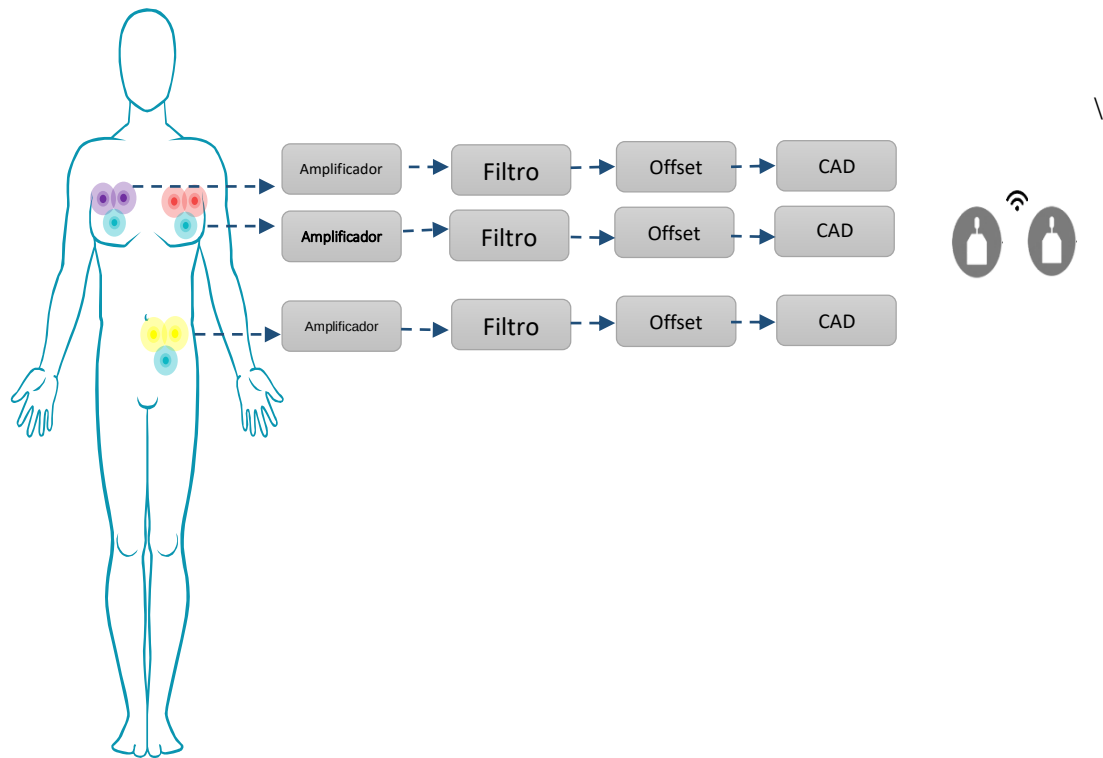


Fig. 3.26. Esquema representativo de sensores elaborados y sistema implementado. Fuente: Propia del Autor.

Para cada sensor se midieron parámetros de todo el circuito que son de interés para el usuario. (Tabla 3.5)

*Tabla 3.5 Mediciones eléctricas realizadas en el sensor implementado. Fuente: Propia del Autor*

| Parámetro                                    | Medición    |
|----------------------------------------------|-------------|
| Consumo de voltaje XBee Sb3 PRO              | 3.3 V       |
| Consumo de corriente XBee s3b PRO            | 80-91 mA    |
| Consumo de voltaje Placa Arduino UNO         | 5 V         |
| Consumo de corriente Placa Arduino UNO       | 50 mA       |
| Consumo de voltaje Circuito Acondicionador   | $\pm 3.3 V$ |
| Consumo de corriente Circuito Acondicionador | 2 mA        |
| CMRR circuito acondicionador                 | 106d B      |

Utilizando la ecuación 1.4 para el cálculo del CMRR se obtuvo lo siguiente:

$$(1.4) \quad CMRR = 20 \log \frac{A_d}{A_s} = 106d$$

$$A_d = 1220$$

$$A_s = 0.0058$$

### 3.6 Visualización y Reconstrucción

Para la obtención de datos lo más precisos posibles se hicieron pruebas a diferentes velocidades de transmisión del puerto serial (baud rate) que son los bits por segundo transmitidos. Es necesario que la velocidad sea configurada en todos los dispositivos que están comunicados de forma serial por el puerto UART:

- Microcontrolador Atmega328.
- Módulo transmisor inalámbrico XBee.
- Módulo receptor inalámbrico XBee.
- Puerto serial interfaz programada.

Una vez que la señal es adquirida por el módulo transmisor inalámbrico XBee es enviada inalámbricamente al módulo receptor XBee y a través de comunicación serial utilizando el puerto rs-232 es enviada al ordenador y es graficada para su visualización en tiempo real.

Uno de los softwares mayormente utilizados para la adquisición de datos en tiempo real es LABVIEW® de National Instruments™, el cual fue seleccionado para la programación de la plataforma de electrocardiografía. La interfaz para visualización se configuró lo mejor posible, ya que, al utilizar únicamente funciones de alto nivel en LabVIEW® se pierden muestras de la señal. Se acondicionó con funciones de bajo nivel, aprovechando el flujo de datos en paralelo con el que cuenta el lenguaje de programación LabVIEW®, para la adecuada recepción de datos del puerto serial del ordenador y su adecuada interpretación para graficar en tiempo real.



Fig. 3.26. Esquema representativo de la visualización de la señal. Fuente: Propia del Autor.

La transmisión inalámbrica de la señal se visualiza reconstruida en una plataforma virtual y puede ser almacenada en un documento en Excel para un posterior uso.

Para la obtención de la señal de ECG es necesario registrar los biopotenciales RA, LL, y LA, implementando las técnicas antes mencionadas. (ver figura 3.27). Para la reconstrucción de las derivaciones I, II y III se utilizó la plataforma programada en LabVIEW®, tomando los biopotenciales correspondientes para reconstruir cada derivación.

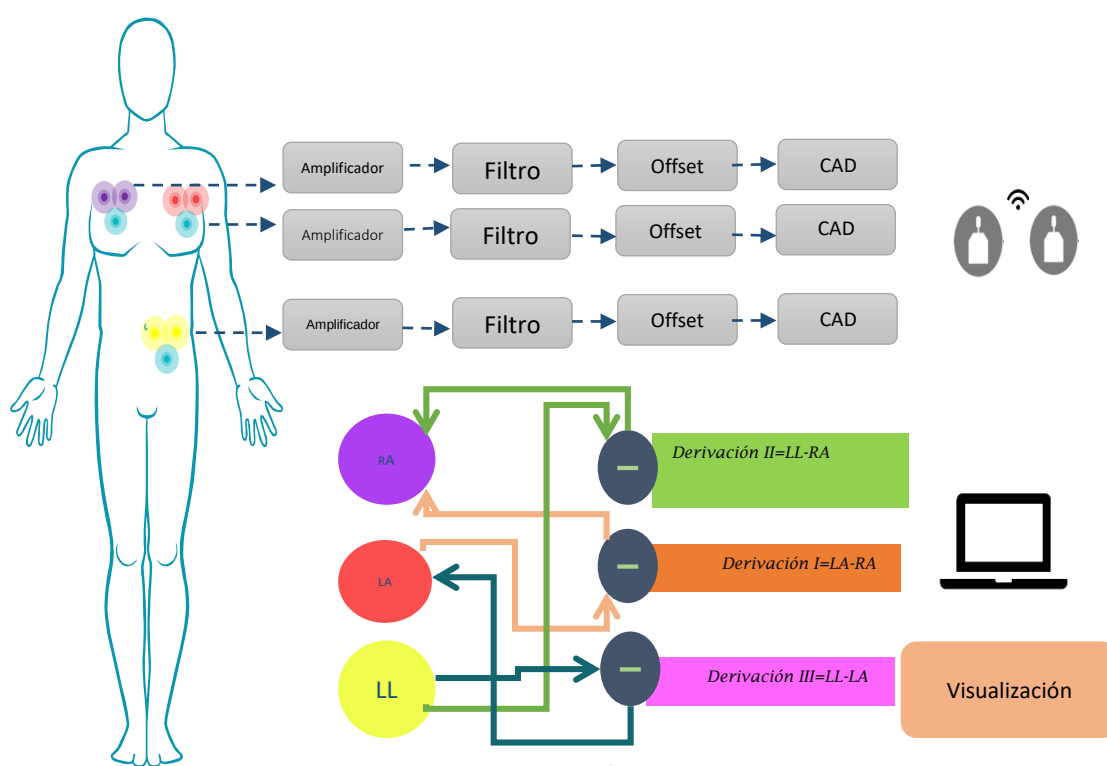


Fig. 3.27. Esquema representativo de la visualización de la señal. Fuente: Propia del Autor

## CAPÍTULO 4. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

### 4.1 Señal ECG Simulada con el equipo Tektronix ® AFG3021B Vs Señal Recibida

Para lograr fiabilidad de la señal transmitida en relación a la recibida para fines prácticos esta fue segmentada en los intervalos PR, QRS y ST (figura 4.1) calculando la correlación utilizando el software estadístico NCSS8®, para cada uno de los intervalos obteniendo los siguientes resultados.

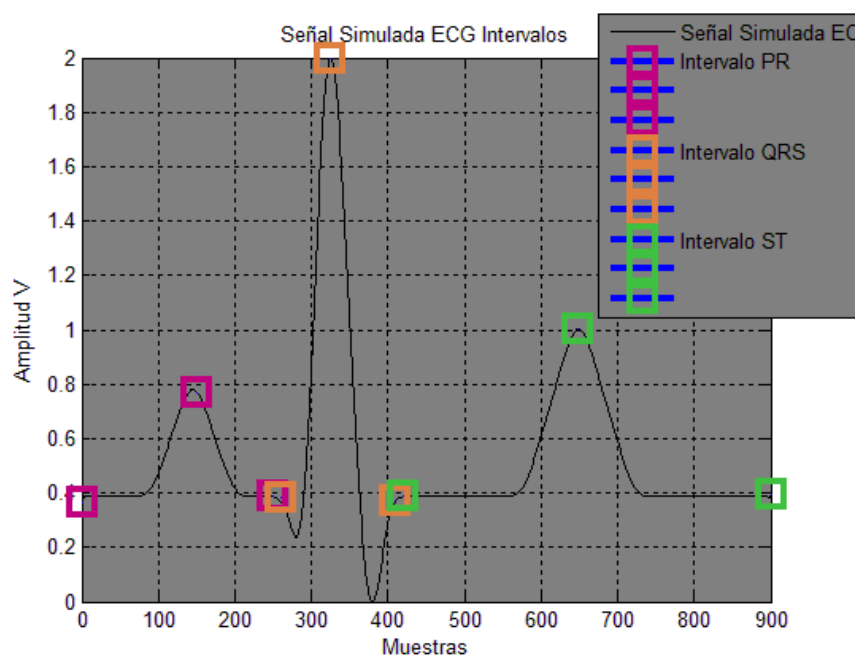


Fig. 4.1. Señal simulada ECG segmentada para análisis de correlación lineal. Fuente: MATLAB®.

Para la distancia de 1 metro observamos los siguientes gráficos (fig. 4.2). Segmentando la señal en segmento PR, segmento QRS e intervalo ST. A cada segmento e intervalo se le aplicó correlación con la señal transmitida vs la señal recibida. Para la distancia de 1 metro se obtuvo un  $R^2$  de 0.9766 para el intervalo PR, 0.9922 para el intervalo QRS y 0.9255 para el intervalo ST. Consecuentemente se obtuvieron datos de error cuadrático medio y las medias comparadas con la media de la señal original transmitida, como se observa en la tabla 4.1.

Tabla 4.1 Datos Transmisión señal ECG simulada a 1 metro de distancia.

| Transmisión Señal ECG 1m |        |         |                  |
|--------------------------|--------|---------|------------------|
|                          | $R^2$  | MSE     | Media            |
| Intervalo P-R            | 0.9766 | 0.00042 | 0.5054vs0.4867   |
| Intervalo QRS            | 0.9922 | 0.0033  | 0.7747 vs 0.7502 |
| Intervalo ST             | 0.9255 | 0.0025  | 0.5040vs0.4858   |
| Ciclo Completo ECG       | 0.9800 | 0.0021  | 0.5495vs0.5301   |

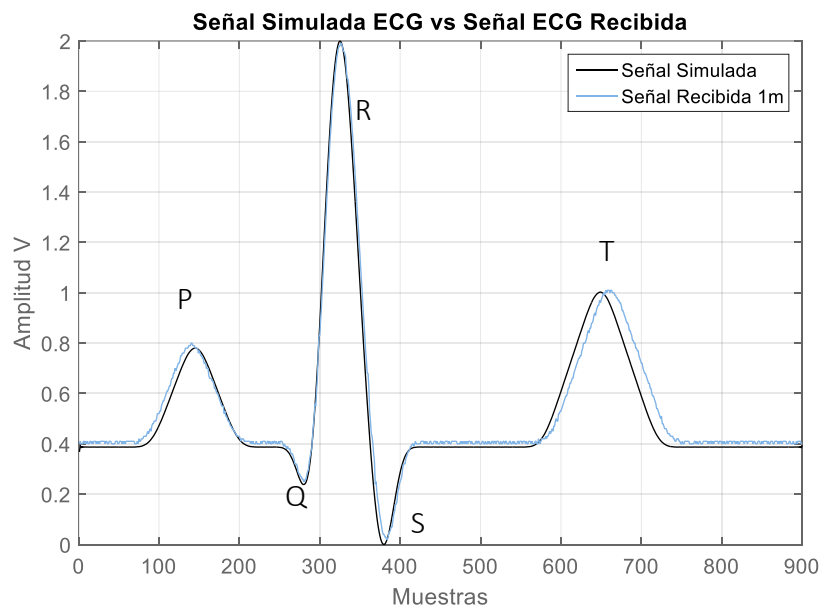


Fig. 4.2. Señal transmitida vs recibida a 1 metro de distancia

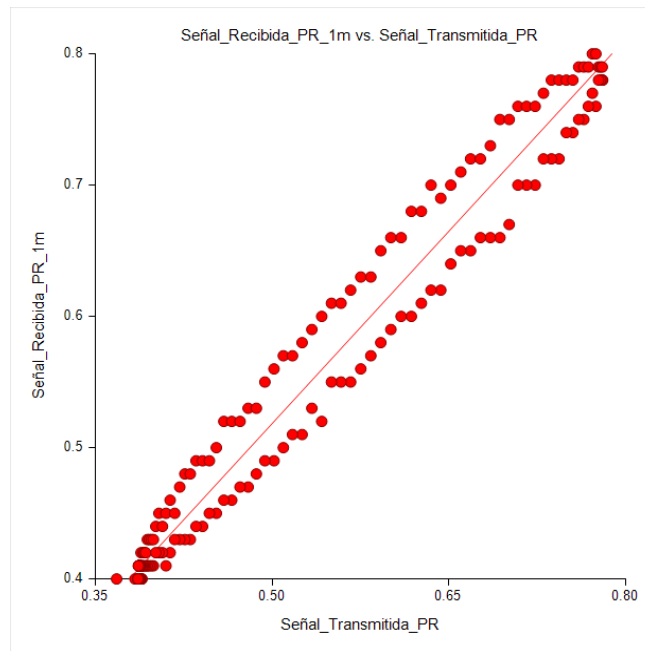


Fig. 4.3. Correlación segmento PR señal transmitida vs recibida 1 m. Fuente: NCSS8®.

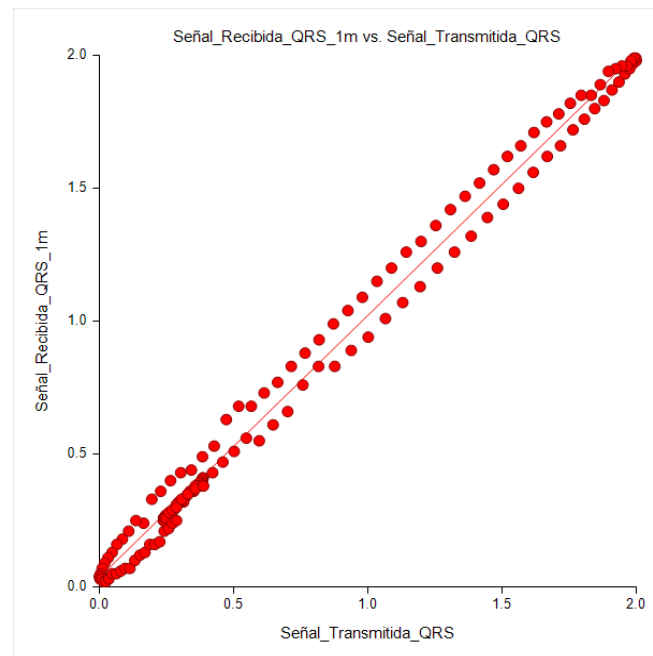


Fig. 4.4. Correlación segmento QRS señal transmitida vs recibida 1 m. Fuente: NCSS8®.

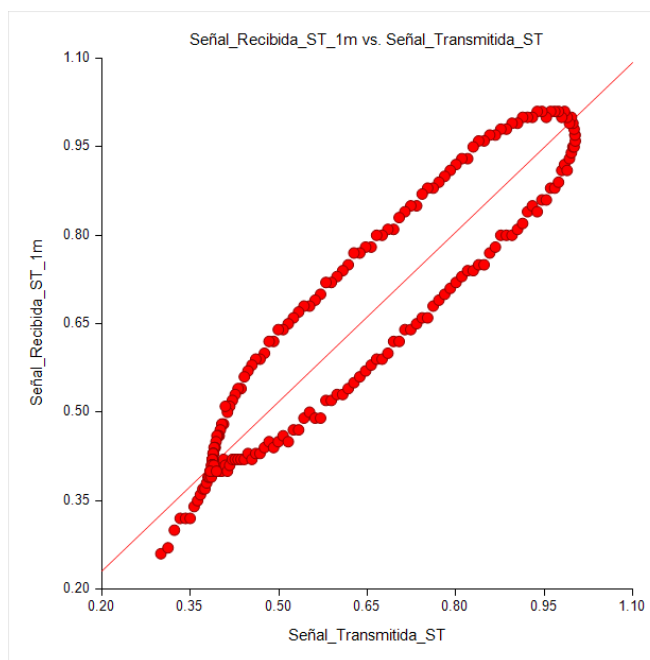


Fig.4.5. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 1 m. Fuente: NCSS8®.

Para la distancia de 2 metros observamos los siguientes gráficos. Segmentando la señal en segmento PR, segmento QRS e intervalo ST. Los datos revelan que los segmentos e intervalos seleccionados para la realización de la correlación se acercan al valor de 1o cual permite la descripción estadística de nuestro sistema inalámbrico donde el segmento P-R transmitido coincide con el segmento P-R recibido con un  $R^2$  de 0.9949, segmento QRS 0.9773 e intervalo ST 0.9822 a una distancia de 2 metros. En la tabla 4.2 se aprecian los datos estimados de error cuadrático medio y las medias comparadas con la media de la señal original transmitida, respectivamente.

Tabla 4.2. Datos Transmisión señal ECG simulada a 2 metros de distancia.

Fuente: Propia del Autor.

### Transmisión Señal ECG 2m

|                           | $R^2$  | MSE    | Media            |
|---------------------------|--------|--------|------------------|
| <b>Intervalo P-R</b>      | 0.9949 | 0.0001 | 0.5319 vs 0.4867 |
| <b>Intervalo QRS</b>      | 0.9773 | 0.0008 | 0.6907 vs 0.7502 |
| <b>Intervalo ST</b>       | 0.9822 | 0.0006 | 0.5308 vs 0.4858 |
| <b>Ciclo ECG completo</b> | 0.9657 | 0.003  | 0.5577 vs 0.5301 |

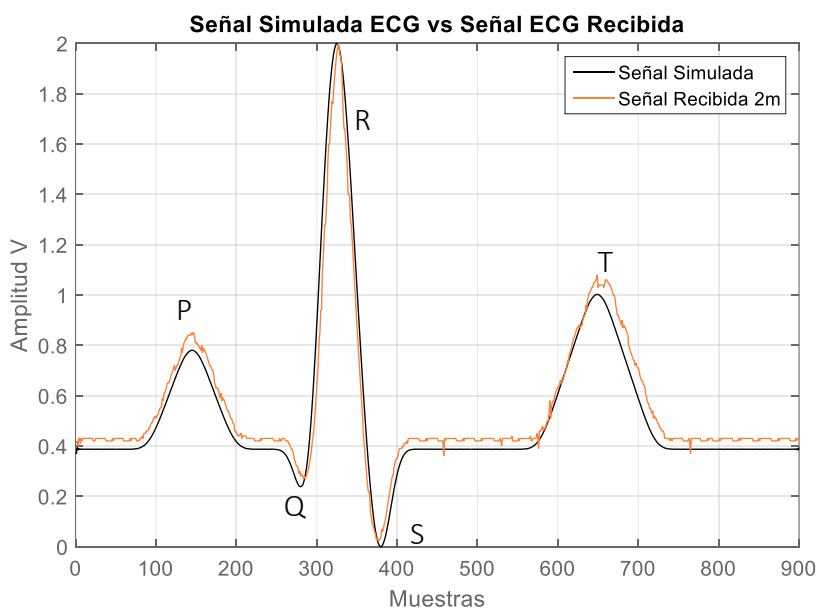


Fig. 4.6. Señal transmitida vs recibida a 2 metros de distancia. Fuente: MATLAB®.

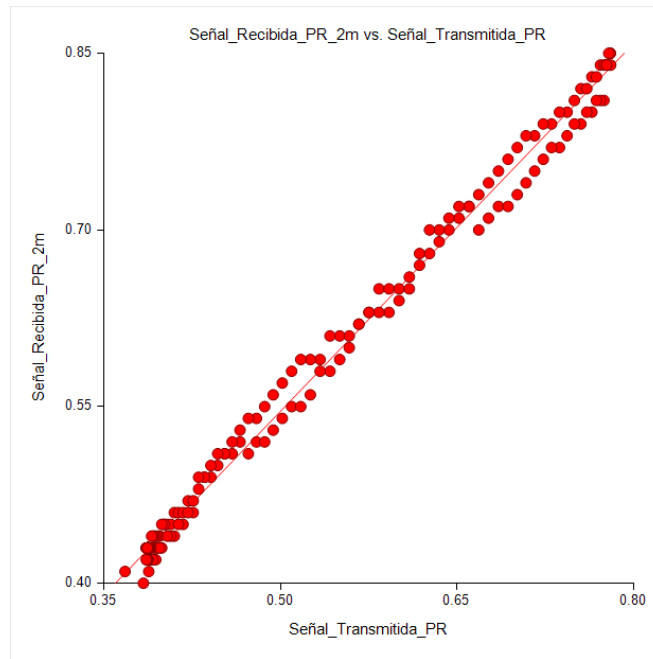


Fig. 4.7. Correlación intervalo PR señal transmitida vs recibida 2 m. Fuente NCSS8®.

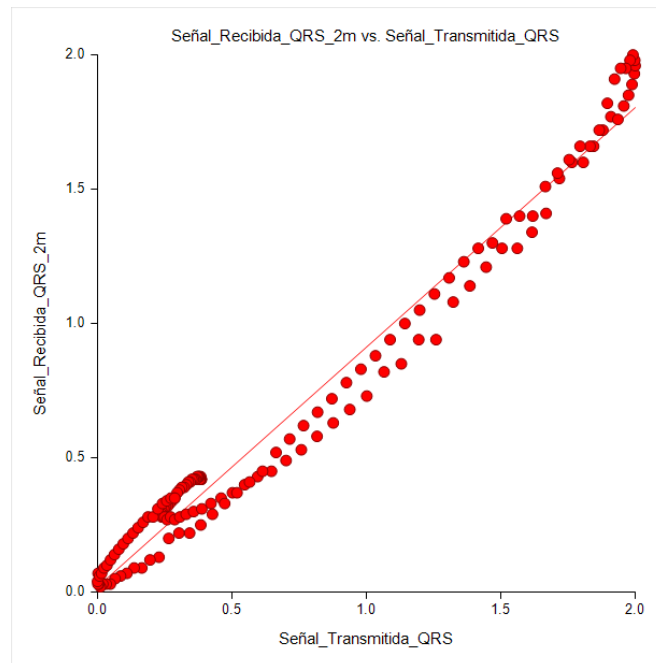


Fig.4.8. Correlación intervalo QRS señal transmitida vs recibida 2 m. Fuente: NCSS8®.

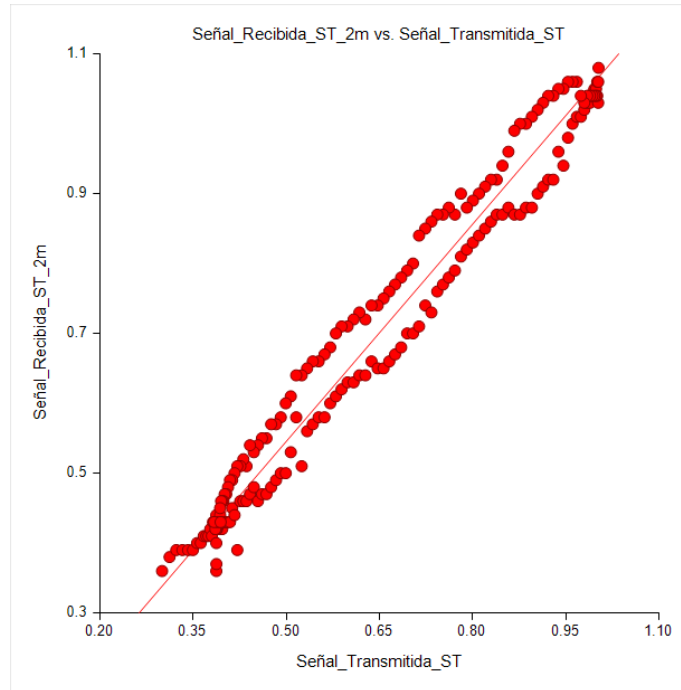


Fig.4.9. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 2 m. Fuente: NCSS8®.

Para la distancia de 4 metros observamos los gráficos que se muestran en la figura 4.10, segmentando la señal en segmento PR, segmento QRS e intervalo ST. A cada segmento e intervalo se le aplicó correlación con la señal transmitida vs la señal recibida. Para la distancia de 4 metros se obtuvo un  $R^2$  de 0.9587 para el intervalo PR (fig. 4.11), 0.9759 para el intervalo QRS (fig. 4.12) y 0.9828 para el intervalo ST (fig. 4.12). Consecuentemente se obtuvieron datos de error cuadrático medio y las medias comparadas con la media de la señal original transmitida, como se observa en la tabla 4.3.

Tabla 4.3. Datos Transmisión señal ECG simulada a 4 metros de distancia. Fuente Propia del Autor

| Transmisión Señal ECG 4m  |        |        |                  |
|---------------------------|--------|--------|------------------|
|                           | $R^2$  | MSE    | Media            |
| <b>Intervalo P-R</b>      | 0.9587 | 0.0008 | 0.5312 vs 0.4867 |
| <b>Intervalo QRS</b>      | 0.9759 | 0.008  | 0.6887 vs 0.7502 |
| <b>Intervalo ST</b>       | 0.9828 | 0.0006 | 0.5312 vs 0.4858 |
| <b>Ciclo ECG completo</b> | 0.9634 | 0.0032 | 0.5575 vs 0.5301 |

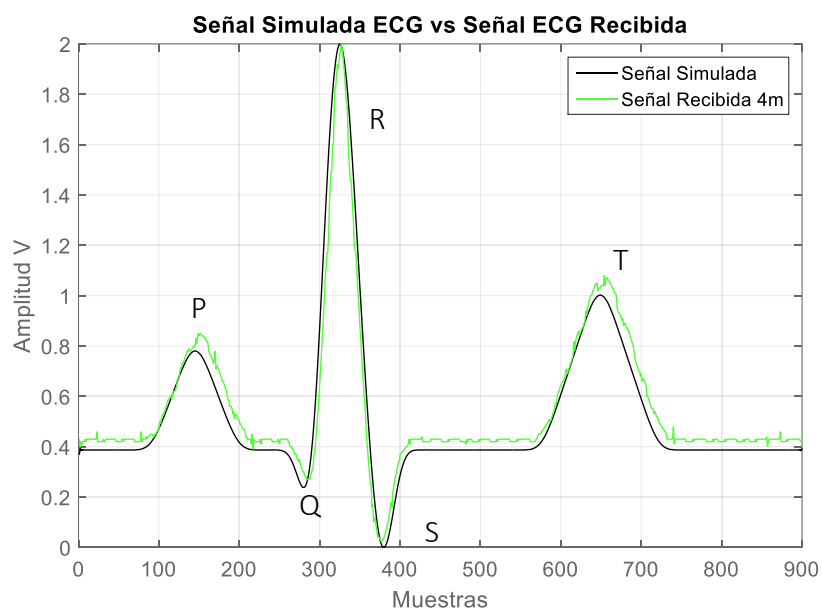


Fig. 4.10 .Señal transmitida vs recibida a 4 metros de distancia. Fuente: MATLAB®.

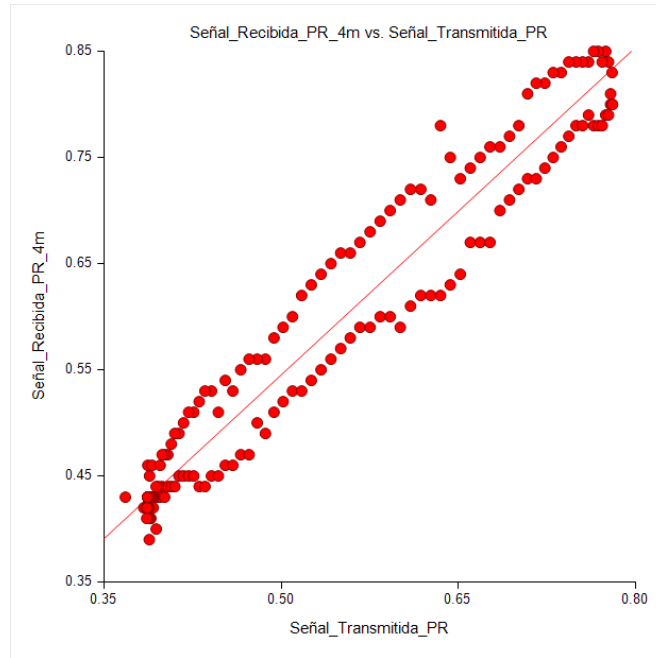


Fig. 4.11. Correlación intervalo PR señal transmitida vs recibida 4 m.

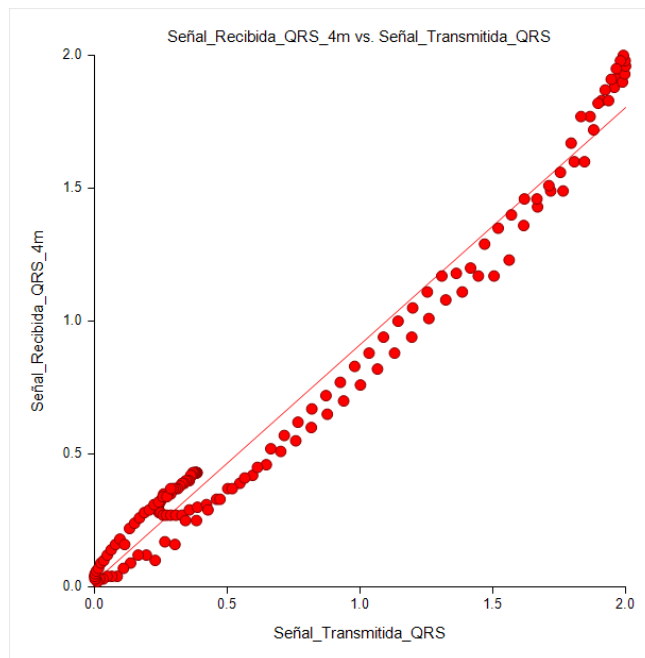


Fig.4.12. Correlación intervalo QRS señal transmitida vs recibida 4 m.

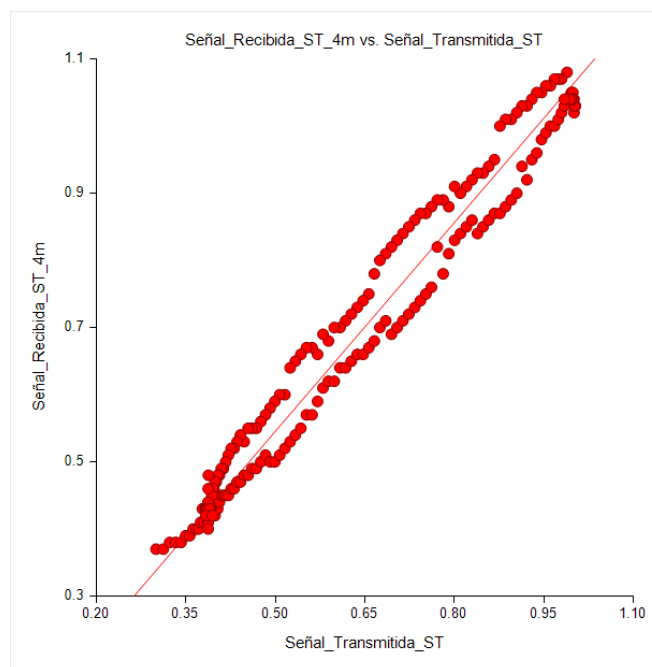


Fig.4.13. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 4 m.

Para la distancia de 10 metros observamos los gráficos de la figura 4.14, segmentando la señal en segmento PR, segmento QRS e intervalo ST. A cada segmento e intervalo se le aplicó correlación con la señal transmitida vs la señal recibida. Para la distancia de 4 metros se obtuvo un  $R^2$  de 0.9933 para el intervalo PR (fig. 4.15), 0.9728 para el intervalo QRS (fig. 4.16) y 0.9788 para el intervalo ST (fig. 4.17). Consecuentemente se obtuvieron datos de error cuadrático medio y las medias comparadas con la media de la señal original transmitida, como se observa en la tabla 4.4.

Tabla 4.4 . Datos Transmisión señal ECG simulada a 10 metros de distancia.

Fuente Propia del Autor.

### Transmisión Señal ECG 10m

|                           | $R^2$  | MSE    | Media            |
|---------------------------|--------|--------|------------------|
| <b>Intervalo P-R</b>      | 0.9933 | 0.0001 | 0.5313 vs 0.4867 |
| <b>Intervalo QRS</b>      | 0.9728 | 0.0100 | 0.7121 vs 0.7502 |
| <b>Intervalo ST</b>       | 0.9788 | 0.0008 | 0.5309 vs 0.4858 |
| <b>Ciclo ECG completo</b> | 0.9617 | 0.0034 | 0.5576 vs 0.5301 |

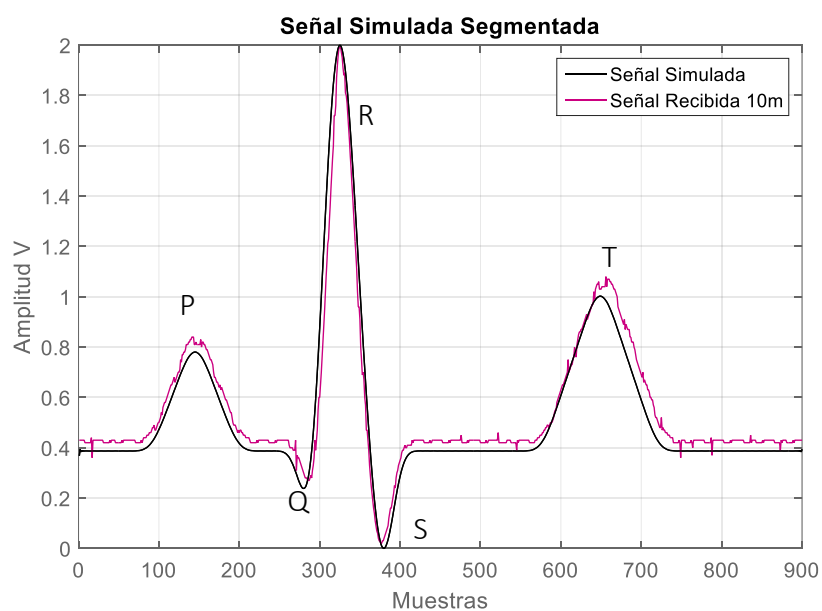


Fig.4.14. Señal transmitida vs recibida a 10 metros de distancia

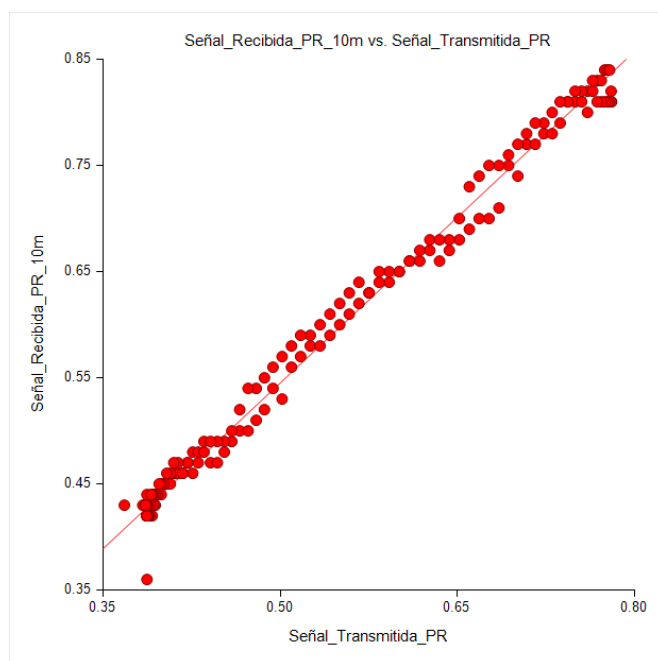


Fig. 4.15. Correlación intervalo PR señal transmitida vs recibida 10 m.

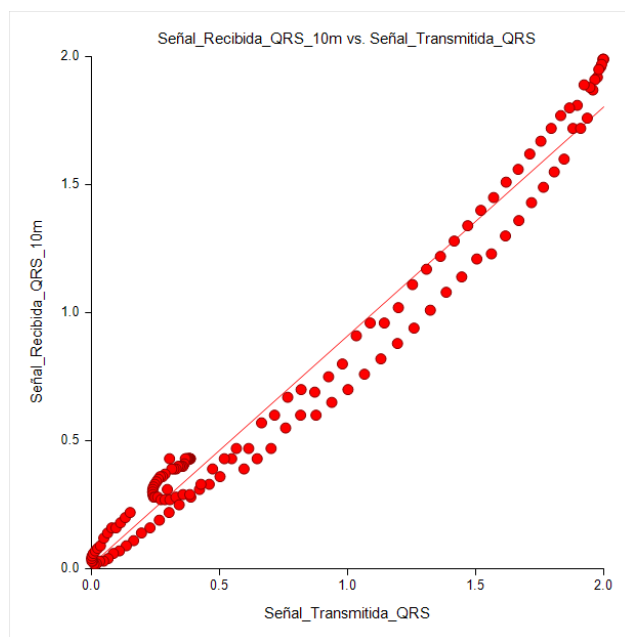


Fig. 4.16. Correlación intervalo QRS señal transmitida vs recibida 10 m.

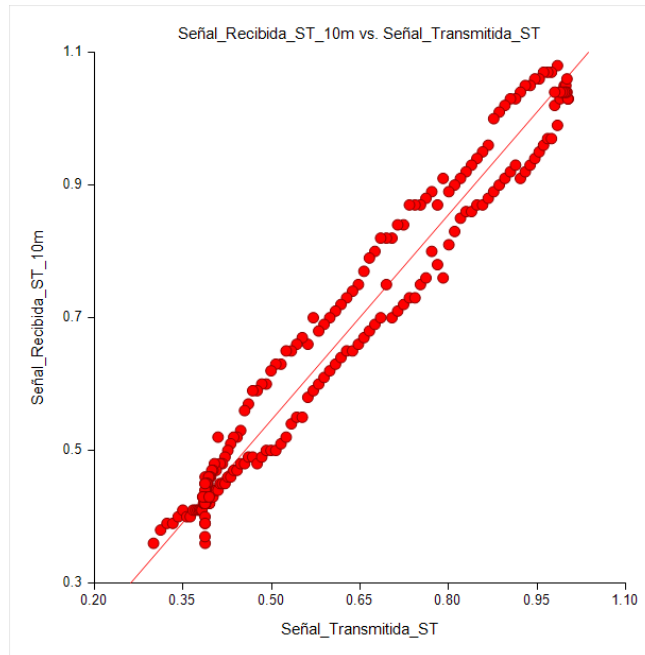


Fig.4.17. Correlación intervalo ST señal transmitida vs recibida 10 m.

#### 4.2 Señal ECG Simulada con el equipo LionHeart2 ® Vs Señal Recibida.

En la Fig. 4.18 se observa la plataforma programada en el lenguaje de programación gráfico LabVIEW® la señal transmitida en tiempo real por el prototipo del sensor implementado, utilizando el simulador de paciente Lion Heart 2®. En la fig. 4.19 se observa la señal adquirida por medio de la plataforma y el sensor implementado.

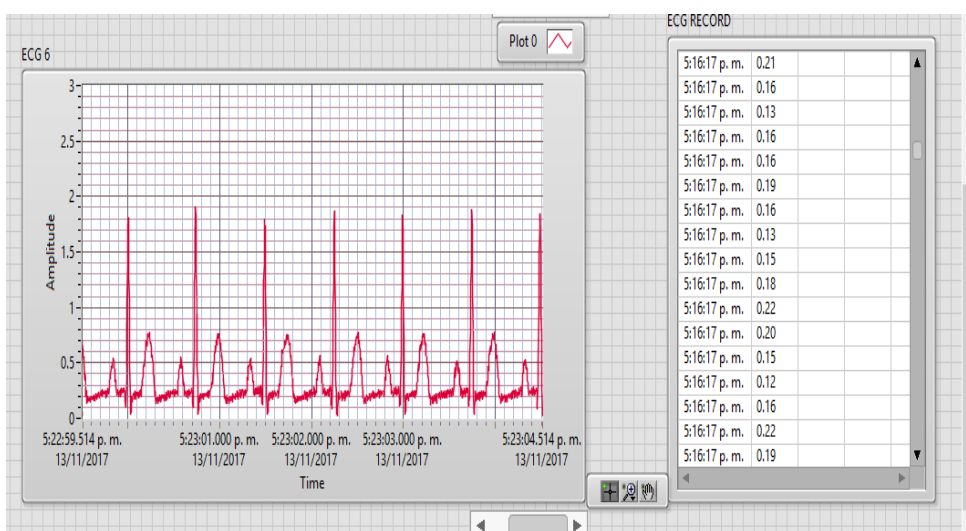


Fig.4.18. Gráfico obtenido de la señal ECG en tiempo real.

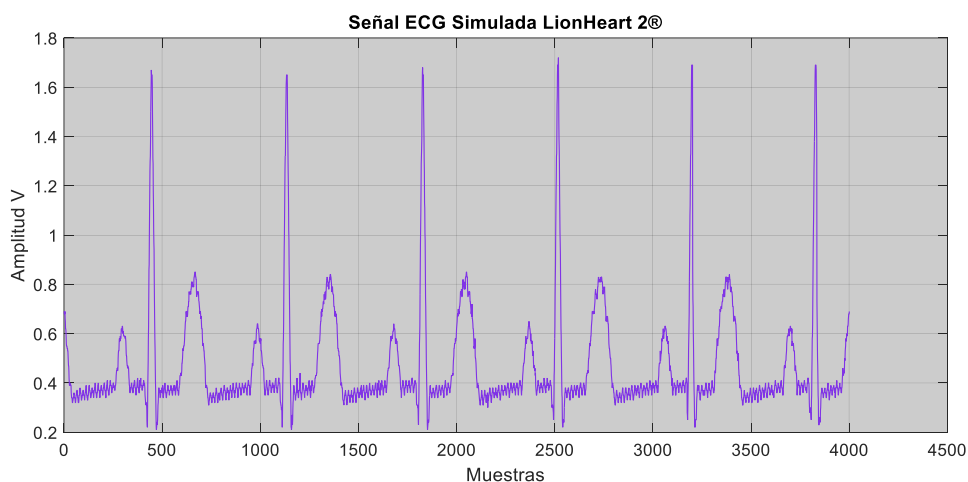


Fig.4.19 .Gráfico obtenido de la señal ECG. Fuente: MATLAB®.

Para distancias de 1, 2, 4 y 10 metros se obtuvieron los gráficos que se muestran en la figura 4.20. Se observa una señal de ECG recibida con el sensor inalámbrico en las distintas distancias obteniendo la señal de ECG con el simulador de paciente LionHeart 2. En la figura 4.21 se aprecia únicamente un ciclo de ECG y un cambio más detallado en la señal en función de la señal transmitida y recibida. En la tabla 4.5 se observa la diferencia de medias y medianas en cada prueba realizada, por distancia de la señal. Para el análisis de las señales recibidas se optó por la comparativa de gráficas tipo caja con bigotes. Para la señal transmitida a una distancia de 1 metro se obtuvo una mediana de 0.3900. Para distancia de 2 metros donde la mediana fue de 0.3900, para la mediana de la distancia de 4 m una mediana de 0.3900. y para la distancia de 10 m se obtuvo una mediana de 0.4000.

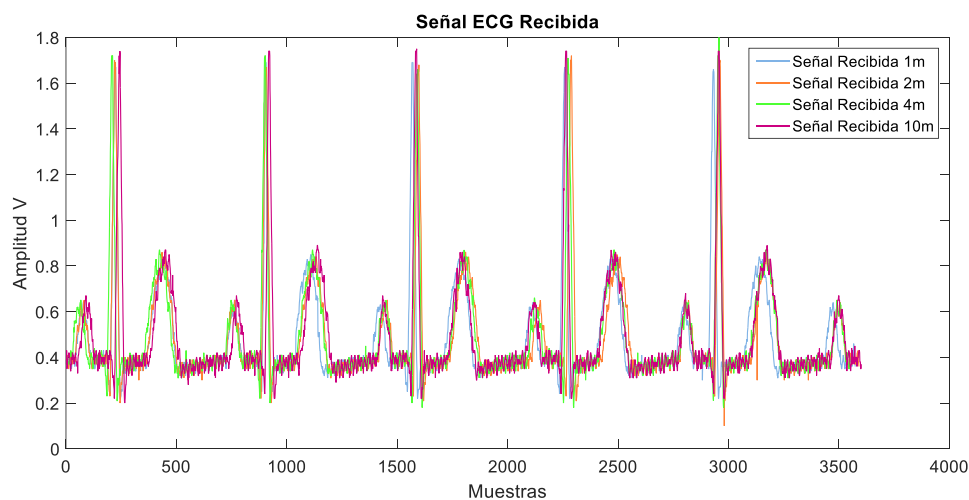


Fig.4..20 .Gráfico comparativo distancias 1, 2, 4 y 10 m. Fuente: MATLAB ®.

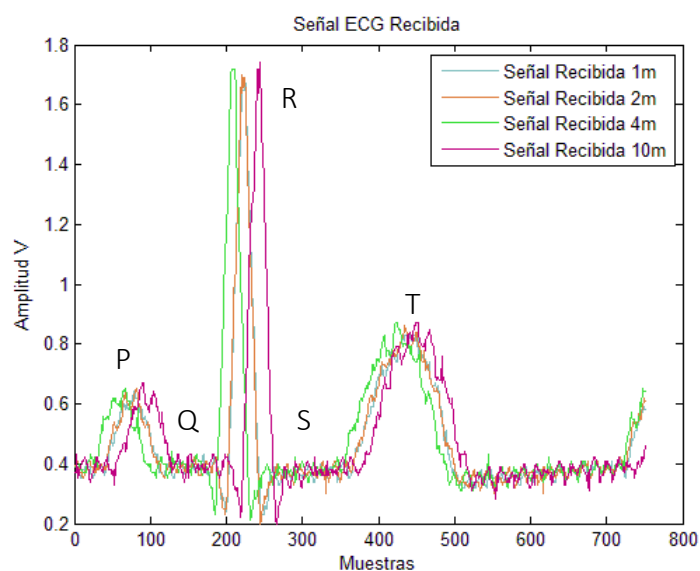


Fig.4.21 .Gráfico Ciclo ECG comparativo distancias 1, 2 ,4 y 10 m. Fuente: MATLAB ®.

Tabla 4.5 . Valores de Medias y Medianas para las señales de la figura 4.20.

Fuente Propia del Autor.

| Distancia        | Media $\bar{X}$ | Mediana $\tilde{X}$ |
|------------------|-----------------|---------------------|
| <b>1 metro</b>   | 0.4764          | 0.3900              |
| <b>2 metros</b>  | 0.4791          | 0.3900              |
| <b>4 metros</b>  | 0.4842          | 0.3900              |
| <b>10 metros</b> | 0.4845          | 0.4000              |

En las siguientes gráficas de cajas y bigotes se puede observar que los datos para cada diferente distancia recibida utilizando los módulos XBee son no normales. En la gráfica se observa las diferentes medianas obtenidas, las medianas obtenidas muestran el mismo valor para las distancias de 1, 2 y 4 m, pero existen una diferencia estadísticamente significativa para la distancia de 10 m, ya que como se logra visualizar en la gráfica las medianas de los gráficos, no se sobreponen los intervalos de confianza de los datos obtenidos para las distancias de 1, 2m y 4m (figura 4.23), al intervalo de los datos obtenidos para la distancia de 10m.

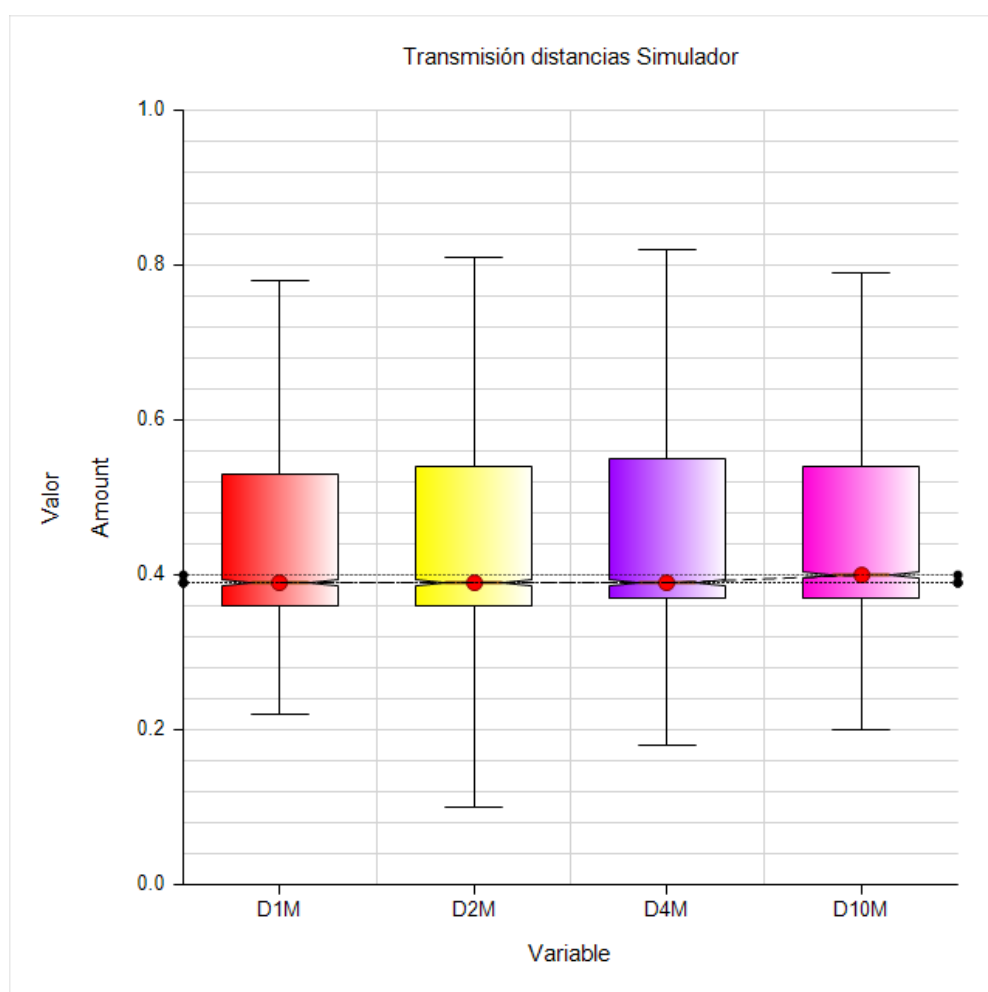


Fig. 4.22. Gráfica de caja comparativa de transmisión de la señal de ECG a 1,2,4,10m con simulador de paciente Lion Heart 2®.

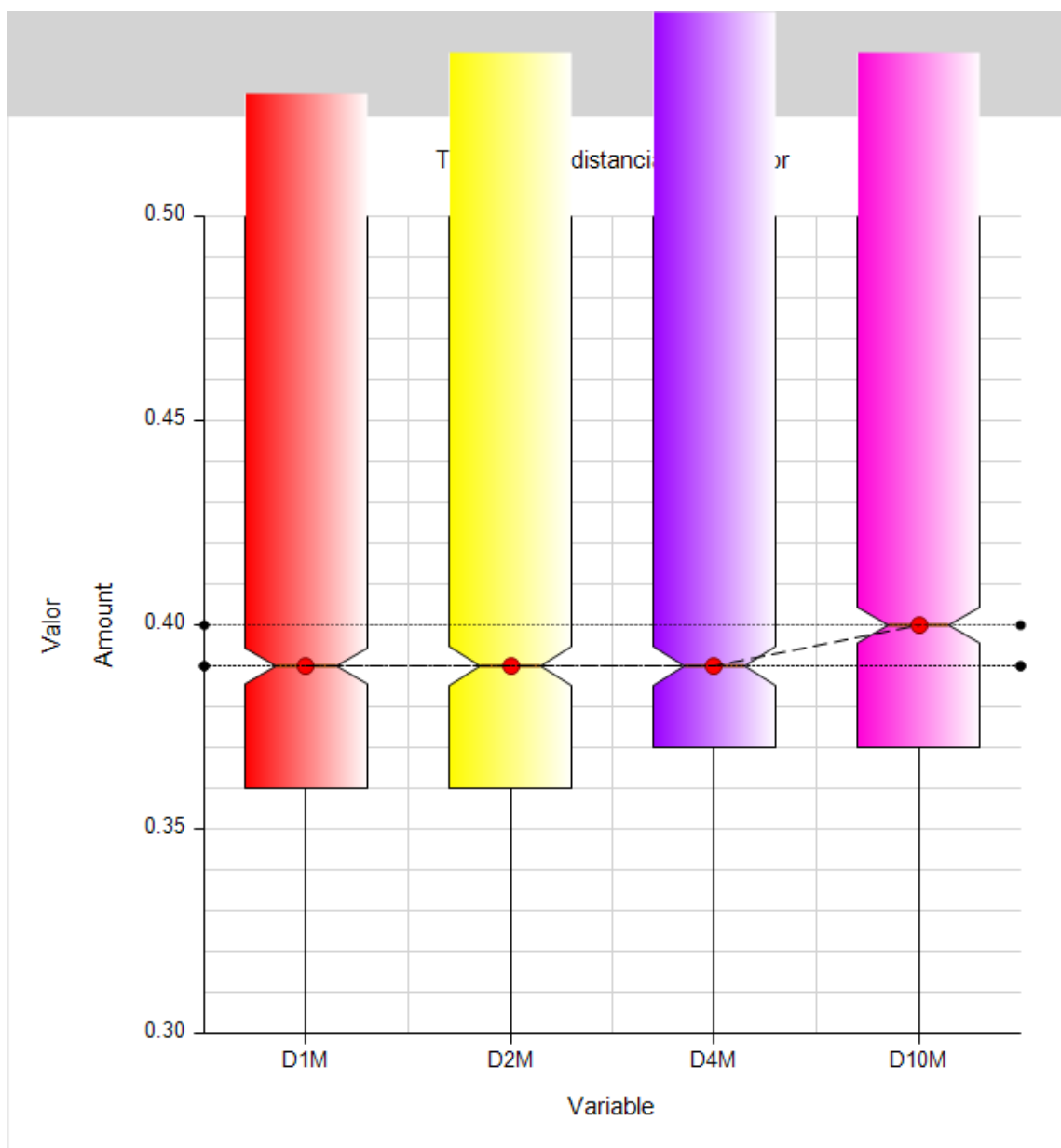


Fig.4.23 .Gráfica de caja con acercamiento comparativa de transmisión de la señal de ECG a 1,2,4,10m con simulador de paciente Lion Heart 2. Fuente: NCSS8®.

### 4.3 Biopotenciales y Señales de ECG obtenidos.

Los sensores fueron probados para la adquisición de los biopotenciales correspondientes a RA, LA, Y LL. obteniendo antes que nada la señal análoga para después pasar al CAD y al módulo XBBE s3b PRO transmisor. Como se observa en la figura

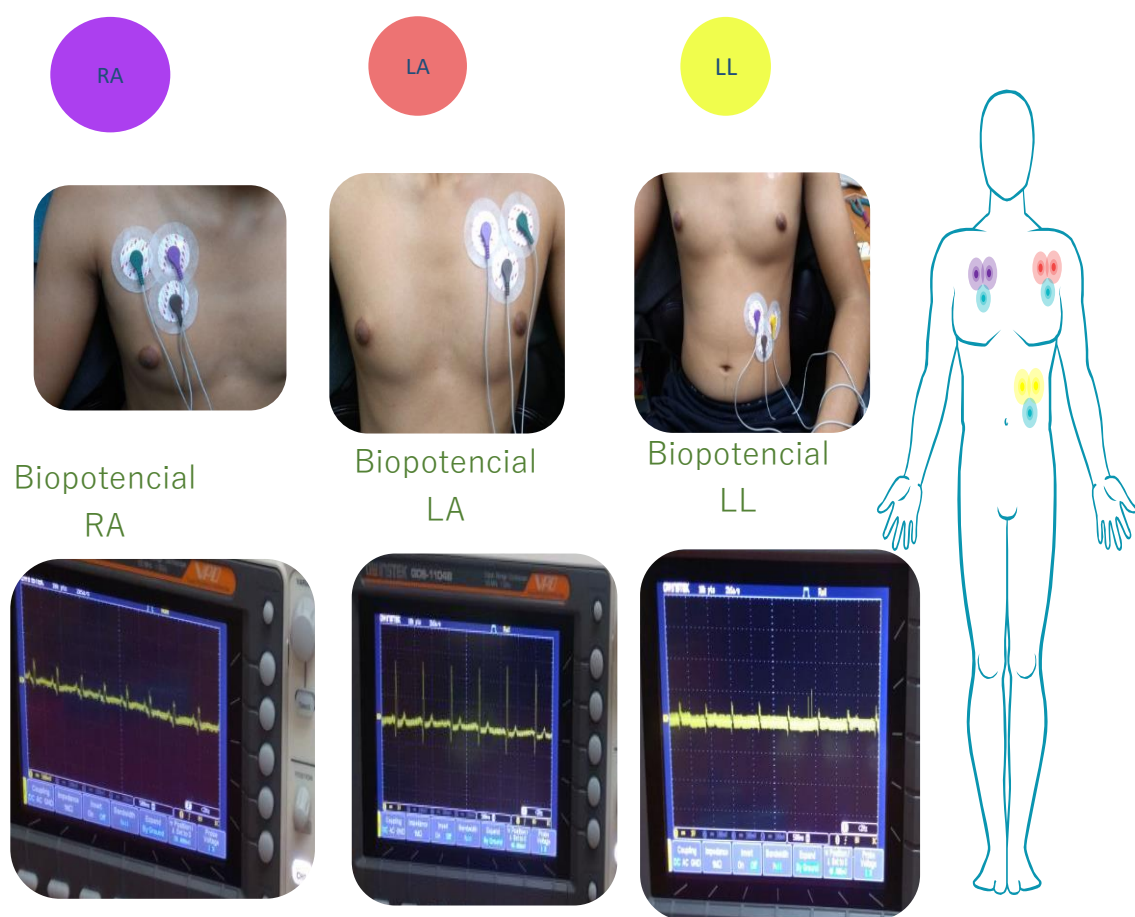


Fig.4.24. Esquema representativo de la obtención de biopotenciales Fuente: Propia del Autor.

Cada uno de los sensores adquirieron un biopotencial de las derivaciones I, II y III en la gráfica 4.25 se observa el biopotencial LA obtenido a través del sensor perteneciente al paciente, en la gráfica 4.26 se visualiza el biopotencial RA y en la gráfica 4.27 se observa el biopotencial LL obtenidos.

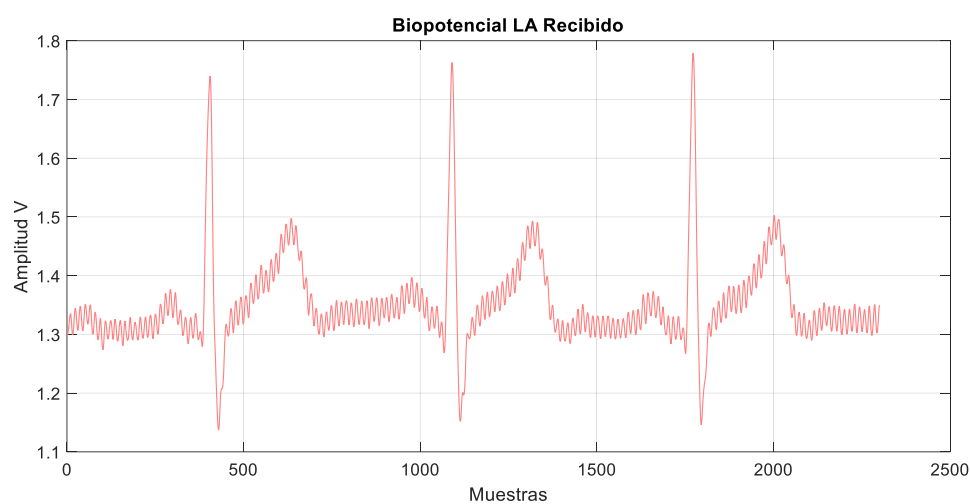


Fig.4.25. Gráfica biopotencial LA paciente. Fuente: MATLAB®.

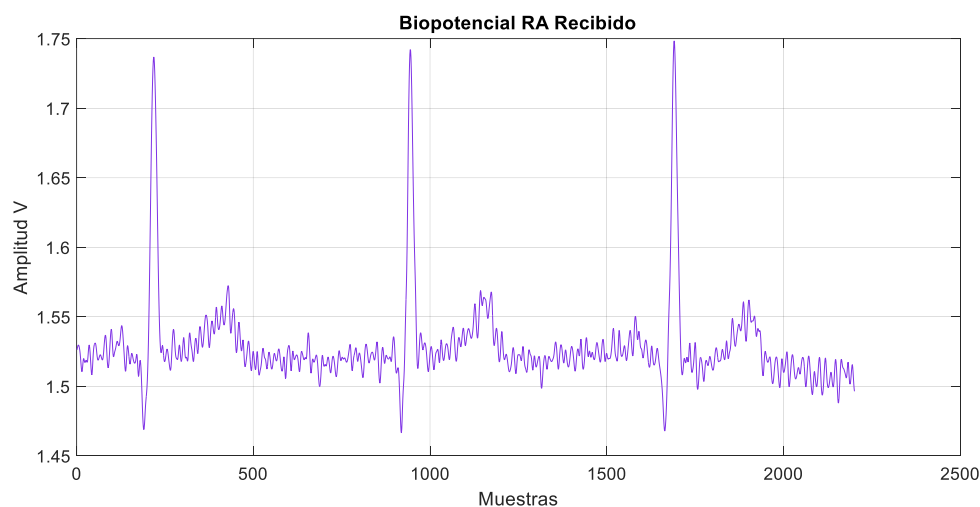


Fig.4.26 .Gráfica biopotencial RA paciente. Fuente: MATLAB®.

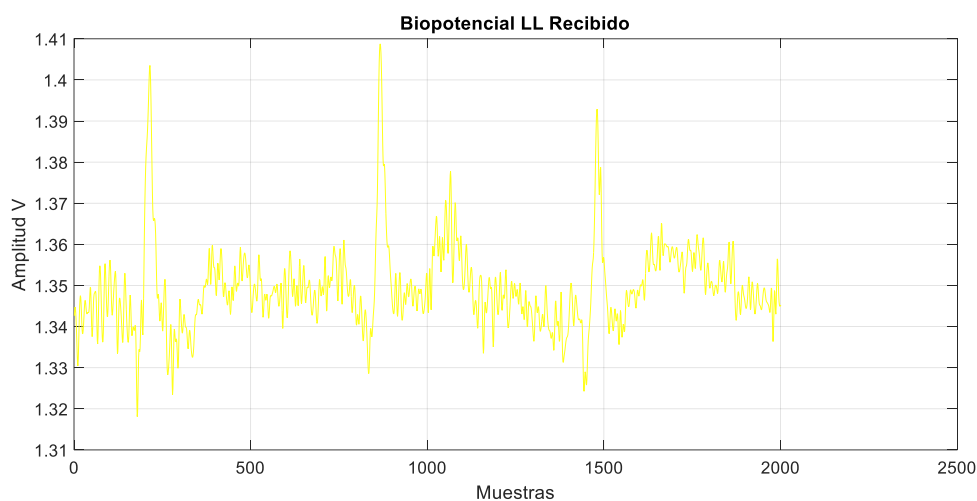


Fig.4.27 . Gráfica biopotencial LL paciente. Fuente: MATLAB®.

A continuación, se presentan los biopotenciales obtenidos en tiempo real en la plataforma programada en LabVIEW®.

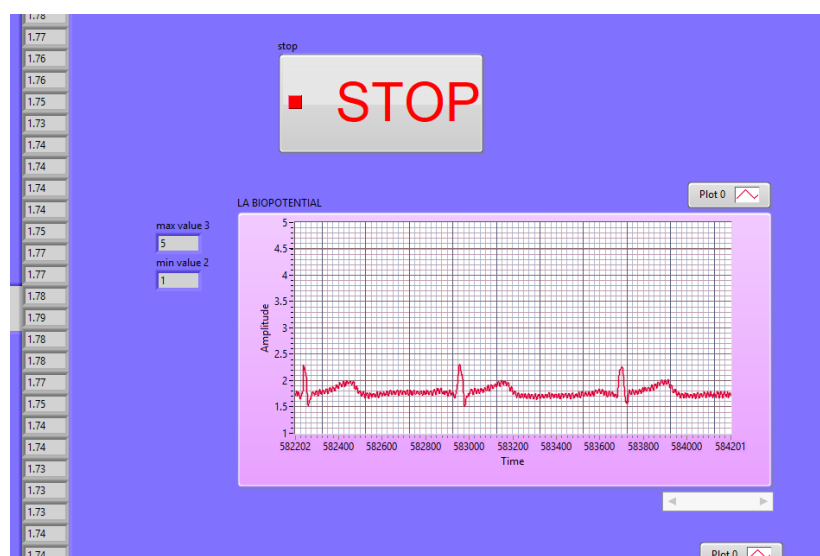


Fig.4.28 .Imagen Plataforma biopotencial LA paciente. Fuente: LabVIEW®.

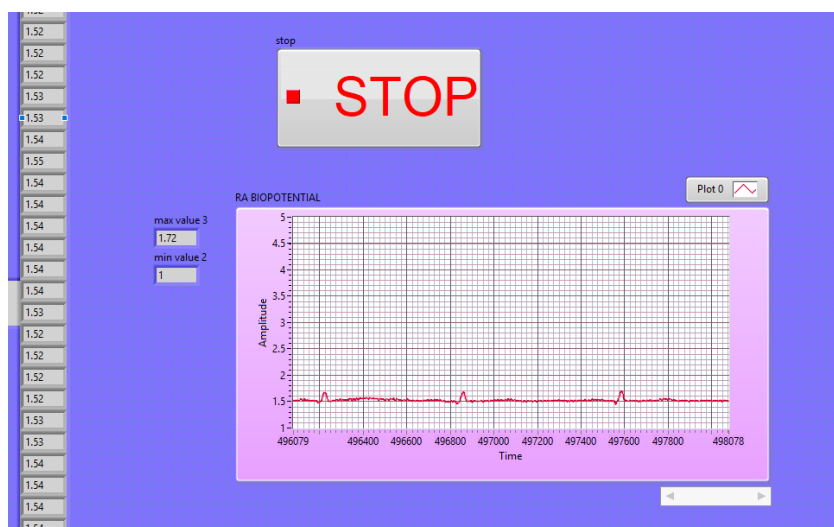


Fig. 4.29 . Imagen Plataforma biopotencial RA paciente. Fuente: LabVIEW®.

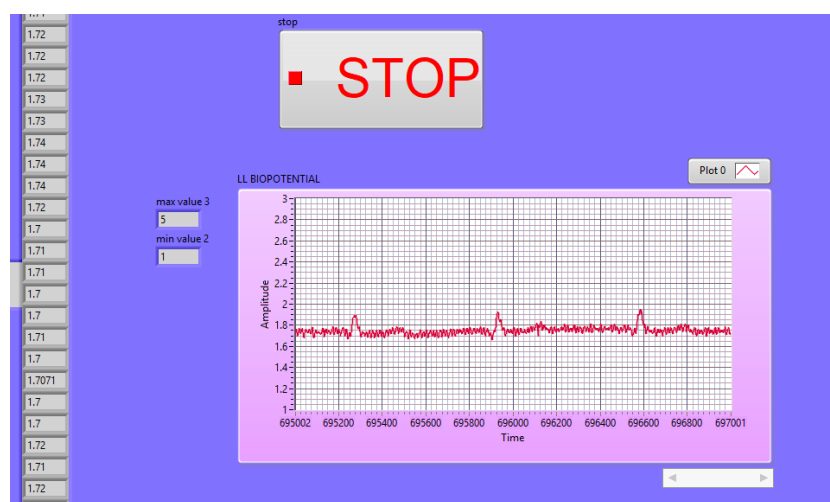


Fig.4.30 . Imagen Plataforma biopotencial LL paciente. Fuente: LabVIEW®.

La suma y reconstrucción de biopotenciales LA RA y LL dio como resultado las derivaciones bipolares I II y III obteniendo lo siguiente:

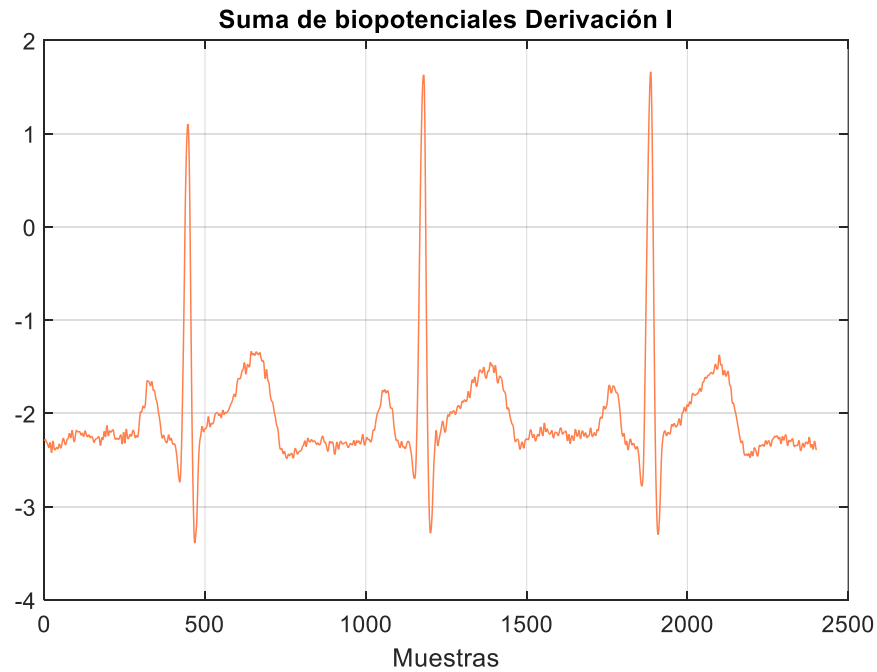


Fig.4.31 . Suma de biopotenciales LA-RA derivación I. Fuente: MATLAB®.

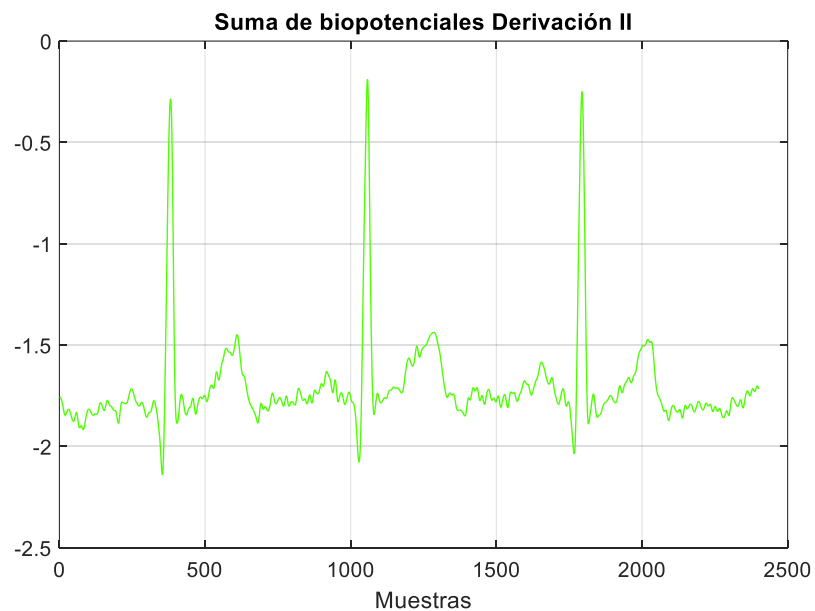


Fig.4.32. Suma de biopotenciales LL-RA derivación II. Fuente: MATLAB®.

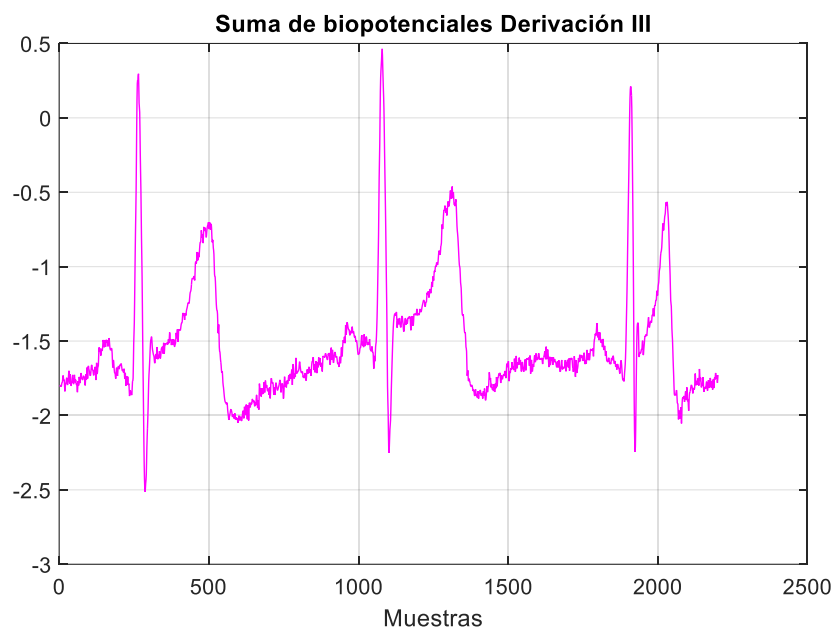


Fig. 4.33 .Suma de biopotenciales LL-LA derivación III. Fuente: MATLAB®.

Las señales sumadas fueron visualizadas en la plataforma programada con el código grafico LabVIEW®. Obteniendo las siguientes señales:



Fig. 4.34 .Imagen Plataforma Suma Biopotenciales LA-RA, derivación I paciente. Fuente: LabVIEW®.



Fig. 4.35. Imagen Plataforma Suma Biopotenciales LL-RA, derivación I paciente. Fuente: LabVIEW®.



Fig.4.36. Imagen Plataforma Suma Biopotenciales LL-LA, derivación III paciente. Fuente: LabVIEW®.

Imagen 4.37 se observa la derivación II tomada de uno de los sensores implementados adquirida del paciente.

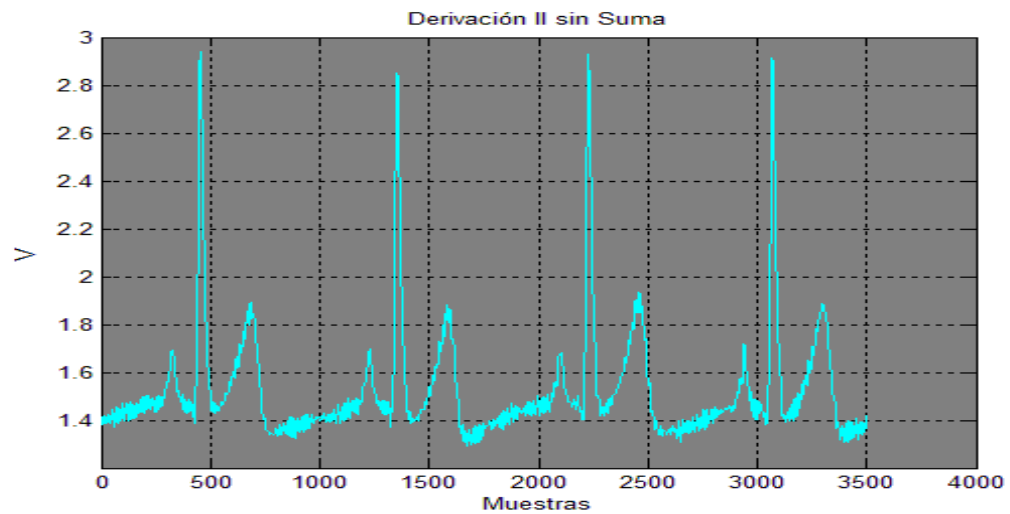


Fig.4.37. Gráfica derivación II paciente.Fuente: MATLAB®.

## CAPÍTULO 5. DISCUSIÓN.

El sistema implementado para cada sensor se basa en el principio de adquisición y acondicionamiento de un electrocardiógrafo convencional como se describió en el capítulo 2 y 3. El aditamento del convertidor analógico digital fue uno de los retos para la implementación de los sensores. Como se describió en el capítulo 3, se optó, en un principio por la utilización del CAD integrado en los dispositivos XBee s3b PRO. Realizando un programa en la plataforma LabVIEW® 14.0 para extraer el valor de la trama de valores hexadecimales y convertirlo a valor decimal, obteniendo una cantidad de muestras deficientes. Contactando al proveedor se informó que los CAD integrados al módulo XBee s3b PRO no cuenta con la capacidad de muestrear y transmitir a la velocidad de 1ms requerida si no que si máxima velocidad de muestreo se encuentra alrededor de 20ms lo cual nos arroja una cantidad de 20Hz, lo cual es insuficiente según el teorema de muestreo de Nyquist. Por lo que se eligió utilizar un convertidor externo como se describió anteriormente.

El convertidor analógico de la placa Arduino UNO® permite la adquisición de la señal análoga y la convierte a digital transmitiendo a través de una interfaz serial, los baudios máximos de la transmisión son 230400 la cual es la máxima capacidad de transmisión de los módulos XBee s3b PRO® por lo cual fue una parte crucial en la transmisión inalámbrica. La interpretación de las gráficas en el capítulo 3.5.3 nos indican que a mayores baudios es mayor el número de muestras recibidas según la frecuencia de muestreo seleccionada a 1Khz donde se reconstruyó la señal de electrocardiografía y los biopotenciales transmitidos.

La relación de la señal transmitida vs la recibida se analizó de dos maneras distintas la primera fue transmitiendo una señal de un generador de funciones con una señal de ECG simulada utilizando el microcontrolador de la placa Arduino UNO y el módulo XBee s3b PRO para probar la calidad de transmisión y recepción de los módulos. Dicha señal fue segmentada en los intervalos PR, QRS y ST y analizada por correlación lineal arrojando valores de  $R^2$  no menores a 0.900 para los diferentes intervalos. Un método similar fue implementado en 2016, donde se comparó el sistema Holter para dispositivos

móviles inteligentes con un Holter de uso comercial obteniendo un  $R^2$  mayores a 0.7500 en los intervalos R-R y R-T (Forouzanfar R.,2013).

El segundo método consistió en la utilización de un simulador de paciente para probar el sistema integrado por la etapa de acondicionamiento, el convertidor analógico digital externo y los módulos XBee s3b PRO®. El método consistió en una diferencia de medianas utilizando el gráfico de cajas para su interpretación. Los datos arrojaron que existe una diferencia estadísticamente significativa entre las medianas de la señal a las distancias de 1m, 2m y 4m contra la distancia de 10m. Ya que los datos como se hace notar en la gráfica de la figura 4.23 las medianas de los datos a las distintas distancias (1,2 y 4m) no se sobreponen dentro del intervalo de confianza a un alfa de 0.05 al intervalo de la distancia de 10m. Lo cual nos arroja que existe una diferencia estadísticamente significativa en la transmisión inalámbrica utilizando los módulos XBee s3b a partir de una distancia de 10m

Otro método utilizado para calcular la potencia de transmisión de los módulos y su funcionalidad para señales fisiológicas fue en el año 2013 donde se calcula el error con base a una ecuación sencilla con la señal simulada enviada contra la señal recibida utilizando la tecnología XBee. donde se utilizó un método para calcular el error con una diferencia de señales y el error fue incrementando con la diferencia de distancias (Rocha F. et al, 2013).

Las características eléctricas en los sensores para biopotenciales son de vital importancia en el sector de equipo médico, en este caso se midió el consumo de corriente y voltaje para cada parte del sensor. El CMRR siendo unos de los parámetros más importantes uno de los artículos descritos anteriormente obtiene un CMRR de 129dB en comparación de los sensores LA, RA Y LL con un CMRR de 106dB.

El hecho de utilizar tecnología XBee en sensores para biopotenciales individuales de señales electrocardiográficas ya ha sido una propuesta realizada (Lima C., 2016) obteniendo como resultados la suma de los biopotenciales para obtener las derivaciones bipolares y visualización de forma analógica a través de las salidas PWM de los módulos

XBee s1. Partiendo de los mismos principios se obtiene la reconstrucción digital de la señal electrocardiográfica y la obtención de los biopotenciales considerados. Con cada uno de los tres sensores implementados permitió la obtención de los biopotenciales de los puntos LA RA y LL fundamentales para la reconstrucción de las derivaciones para electrocardiografía I II Y III del paciente de forma digital y virtual obteniendo su almacenamiento para futuros estudios. Como fue posible visualizar los biopotenciales obtenidos se asemejan a la señal reconstruida de las derivaciones. Como se sabe las derivaciones son utilizadas de la forma convencional conocida, porque permite la disminución del ruido gracias a la posición de los electrodos en el amplificador de instrumentación. Por otro lado, el posicionamiento de tres electrodos en un solo punto (LA RA Y LL) para la obtención de las derivaciones monopolares es posible que cause mayor ruido en las sumatoria de los mismos para la obtención de las derivaciones I II y III. El biopotencial que causa mayor conflicto para su obtención es el biopotencial LL debido en la parte del cuerpo humano donde se adquiere.

## CAPÍTULO.6 CONCLUSIÓN Y TRABAJO FUTURO.

### 6.1 Conclusión

El uso de nuevas tecnologías para la adquisición de señales fisiológicas y/o biopotenciales es una necesidad y tendencia del siglo XXI. El desarrollo de equipo que cumpla con las nuevas tendencias es necesario para el análisis, diagnóstico y monitoreo en el sector salud.

El uso de tecnologías inalámbricas en equipo médico ha demostrado ser eficiente en numerosos aspectos dentro del sector hospitalario. Dicho esto, se sabe que el costo de los equipos que cumplen los requisitos en este ámbito son costosos, porque lo se permitió la creación de un prototipo de sensores inalámbricos para la adquisición de los biopotenciales LA RA y LL y reconstrucción de la señal de ECG, de fácil acceso, bajo costo y fácil mantenimiento. La investigación desarrollada consistió en el uso de los principios básicos de un electrocardiógrafo de uso convencional con el aditamento de módulos que permitan la transmisión y recepción de los biopotenciales y señales de electrocardiografía. Las etapas de acondicionamiento y adquisición de la señal de ECG cumplen las características para el procesamiento de una señal de ECG y su debida interpretación.

La fase de conversión analógica-digital fue desarrollada en base a las necesidades de alta transmisión de datos que requieren los sensores para señales fisiológicas, ya que se realizaron pruebas en distintas condiciones para adecuar su óptimo funcionamiento para la correcta digitalización de los biopotenciales y la señal de electrocardiografía.

La etapa de transmisión y recepción fue evaluada con dos métodos estadísticos mencionados en el capítulo 4.1 y 4.2. en el capítulo 4.1 se menciona el uso de una señal simulada por un generador de funciones, pasando por el CAD de la placa Arduino UNO®, y transmitida inalámbricamente por un módulo XBee s3b PRO. Y recibida por otro modulo del mismo tipo. La señal fue segmentada y evaluada con una correlación lineal con valor de  $R^2$  mayores a 0.900 a distancias de 1,2,4 y 10m. La segunda evaluación

consistió en demostrar el funcionamiento de la etapa de adquisición y acondicionamiento, la etapa CAD y la etapa de transmisión y recepción, con simulador de paciente LionHeart2®. Realizando una evaluación con diferencia de medianas entre las distancias de 1,2,4, y 10m como se describió anteriormente, obteniendo una diferencia estadísticamente significativa entre las señales de 1,2,4 m en relación con la distancia de 10m. Se desarrollaron tres sensores iguales para la adquisición de los biopotenciales LA RA Y LL para posteriormente reconstruir las señales de electrocardiografía de las derivaciones I, II y III. La suma de biopotenciales permite la reconstrucción de las derivaciones de electrocardiografía I II Y III para su visualización y monitoreo en tiempo real utilizando la plataforma de código gráfico LabVIEW®.

Los biopotenciales obtenidos son útiles para investigaciones futuras en donde se requiera estudiar a profundidad estas señales provenientes del músculo cardíaco. Y ayudar a las investigaciones de diversos modelos de identificación de enfermedades cardíacas. Dicho esto, las señales de biopotenciales que se pueden obtener con los sensores desarrollados pueden ser registradas en bases de datos para estudios diversos, además que sería posible usar el mismo sistema para diversas señales fisiológicas.

El uso de estas tecnologías inalámbricas y la aplicación de estas en el área médica, abre las puertas a una nueva era de conocimiento e investigaciones futuras, para el correcto manejo de la fusión entre salud y tecnologías modernas. La reducción de uso de cables es primordial en esta nueva era digital, y se debe maximizar el potencial de las nuevas tecnologías y aprovecharlas, manteniendo la calidad y costos accesibles que son primordiales de preservar en el sector salud a el equipo médico de primer uso. Obteniendo un sistema de sensores que permiten la obtención de biopotenciales y la reconstrucción de la señal de electrocardiografía de forma remota en tiempo real, aportando un prototipo que sugiere la reducción de uso de cables, y la transmisión remota de la señal de ECG,

## 6.2 Trabajo futuro

- Análisis de los biopotenciales obtenidos para diferentes estudios de la electrocardiografía.
- Creación del circuito impreso para cada sensor implementado, utilizando
- Diseño de Circuito Receptor utilizando un solo Puerto serial RS-232 para la adquisición de las derivaciones seleccionada por el usuario, utilizando Arduino Mega® (figura 6.1)
- Alternativa de Programación en Arduino UNO® para selección de derivación en los sensores implementados (Figura 6.2)
- Realización de filtros en Tiempo Real para las señales adquiridas.

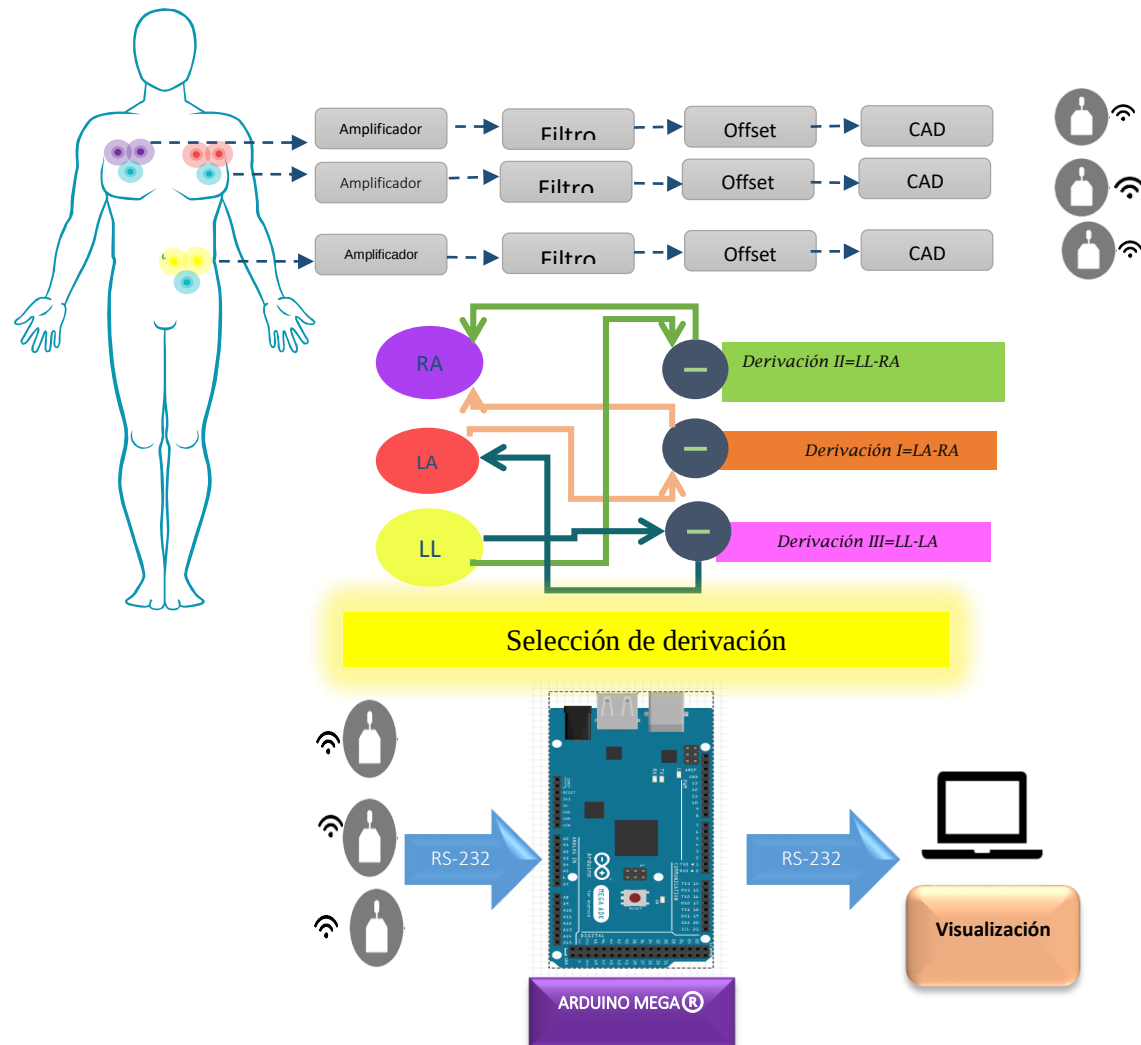


Fig.6.1. Esquema 1 para opción de reconstrucción de las derivaciones. Fuente : Propia del

## Referencias bibliográficas

Bamarouf F., Crandell C., Tsuyuki S., Sanchez J., Lu Y.(2016) Cloud-based real-time heart monitoring and ECG signal processing. *IEEE SENSORS*. 1-3. doi: 10.1109/ICSSENS.2016.7808911

Boquete, L. Rodríguez, José M. Cantos J. Barea R. Ortega S. Peixoto N. (2012). A portable wireless biometric multi-channel system. *Measurement*. 45(6). 1587-1594. DOI: 10.1016/j.measurement.2012.02.018.

BURR-BROWN CORPORATION (1998). INA 114 DATASHEET, Texas instrument. Manual. Dallas, Texas, EUA, 17 pp.

CENETEC (2012). Programa de Acción Específico Gestión de Equipo Médico, Centro Nacional de Excelencia Tecnología en Salud, Manual. México, D.F., 53 pp.

Coughlin F R., Driscoll F. (1993). Amplificadores operaciones y circuitos integrados lineales. 1ª ed. Prentice-Hall Hispanoamericana. México D.F. 564 pp.

Dale, D. (2007). Interpretación del ECG. 4a Ed. Panamericana. Madrid, España. 476 pp.

DIGI (2014). XBee-PRO® 900HP/XBee-PRO® XSC RF Modules. Digi International Inc. Manual. Minnetonka, EUA, 250 pp.

Djermanova N., Marinov M., Ganev B., Tabakov S., Nikolov G. (2016). LabVIEW Based ECG Signal Adquisition and Analysis. 2016 XXV International Scientific Conference Electronics. 1-4. doi: 10.1109/ET.2016.7753471

Faludi R. (2010). Wireless sensor networks. 1a ed. O'Reilly. Sebastopol CA. Estados Unidos. 321 pp.

FDA (2013). Radio-Frequency Wireless Technology in Medical Devices. U.S. Food and Drug Administration. Manual. Washington, Silver Spring., EUA, 29 pp.

Forouzanfar, R. (2016). Application of Mobile Phone-Based Heart-Rate and Physical Activity Monitor for Heart Failure Management. Master of Health Science. University of Toronto. Toronto, Canadá. 123 pp.

García, I. B. (2002). Introducción a la electrocardiografía clínica. 1a Ed. Ariel. Barcelona, España. 208 pp.

Ghariani N, Chaoui M, Lahiani M, Ghariani H. (2015). Design of ECG Transmitter for Wireless Biomedical Systems. International Review on Modelling and Simulations. 8(3). DOI: 10.15866/iremos.v8i3.6041

Guyton, Hall. (2011). Tratado de Fisiología Médica. 12 ed. Elsevier. Barcelona, España. 1083 pp.

Henriques R, Carlos L, Retondaro C, Carneiro EDF, Kelly D, Moraes T. (2013). Remote Monitoring of Electrocardiogram Signals Transmitted in a ZigBee Network. SIMPOSIO BRASILEIRO DE TELECOMUNICACIO, NES, 1-4.

Idris, Y., & Muhammad, N. A. (2016). A Comparative Study of Wireless Communication Protocols : Zigbee vs Bluetooth. IECON. 6(4). 3741–3744. DOI: 10.4010/2016.867

Inés, S., Juárez, N. De, Leucadio, A., Gustavo, O., Juárez, A., Isabel, M., (2001). Actividad Eléctrica del Corazón. Revista de Ciencia y Técnica. 7. 115-127.

Iokes, G. K., Gkonis, P., Ountouridou, E. Z., Dekeleia, A. B., Politechniou, I. (2015). A comparative study of wireless communication protocols for monitoring vital signs in athletes in a soccer field. WSEAS Transactions on Communications, 14, 433–440.

ISO. (2016). 13485:2016. Quality management for medical devices. International Organization for Standardization. Vernier Geneva. Switzerland. 12 pp

Izzati N., Zuhaili Mohd., Khan S., Hadi M., Gunawan T. (2016). Design and Development of Wireless PPG Data Acquisition for Health Monitoring Application Using Bluetooth Module. *IEEE Student Conference on Research and Development (SCORED)*.1-6. DOI: 10.1109/SCORED.2016.7810096

Karius Diane R. (2016).ECG Primer: Calculations. Kansas City University [en línea]. <https://courses.kcumb.edu/physio/ecg%20primer/normecgcalcs.htm>

Lima C.I., M. A. Reyna, C. I. Lima, R. L. Avitia and M. E. Bravo. (2016). Wireless transmission of ECG biopotentials using XBee technology. *Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*.Madrid, 1-4. DOI: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2016.7504616

Mahn G. Terry (2014). Wireless technologies for medical devices. Navigating Government Regulation in the New Medical Age, Department of Health and Human Services. Manual. Washington, D.C., EUA, 35 pp.

Malvino A., Bates D. (2007). Principios de Electrónica. 7a ed. McGraw-Hill/Interamericana España, S.A.U. Madrid, España. 985 pp.

Mohamed Fezari, Rachad Rasras, Ibrahiem M. M. El Emary. (2015) Ambulatory Health Monitoring System Using Wireless Sensors Node. *Procedia Computer Science*. 65. 86-94. DOI: 10.1016/j.procs.2015.09.082.

Pineda A. (2018). Instrumentación Virtual: Fundamentos de Programación Gráfica con LabVIEW. 1ª ed. Editorial digital ITESM. Monterrey, México. 417 pp.

Smith Denise L. (2011). Advanced Cardiovascular Exercise Physiology.1a ed. Human Kinetics. Champaign, Estados Unidos. 227 pp.

SparkFun Electronics.,(2007).,Analog to digital conversion., 20-05-2017 sitio web: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/analog-to-digital-conversion/all.pdf>

SSA (2012). Norma Oficial Mexicana NOM-004-SSA3-2012. Del expediente clínico. Diario Oficial de la Federación. 30 de Noviembre de 2012.

SSA (2012). Norma Oficial Mexicana NOM-241-SSA1-2012. Buenas prácticas de fabricación de dispositivos médicos. Secretaría de Salud. Diario Oficial de la Federación. 11 de octubre de 2012.

Sung W., Chen J., Chang K. (2013). ZigBee based multi-purpose electronic score design and implementation using EOG. Sensors and Actuators. 190. 141-152 <https://doi.org/10.1016/j.sna.2012.11.028>.

Tomasi W. (2003). Sistemas de Comunicaciones Electrónicas. 4ª Ed. Person Education. México. 546 pp.

Torre-Díez, Borja Martínez-Pérez , Isabel López-Coronado, M. (2014). Privacy and Security in Mobile Health. Mobile Systems. 39(1). 1-8 DOI:10.1007/s10916-014-0181-3

Treskes, R., Velde, E. van der, Barendse, R., & Bruining, N. (2016). Mobile health in cardiology: a review of currently available medical apps and equipment for remote monitoring. Expert Review of Medical Devices. 4440.823-830.

Trevor, W. (1987). Historia de la tecnología. 1ª ed. Siglo veintiuno editores. México D.F. 314 pp.

Tucci., A., (2007). Instrumentación Biomédica. 1ª ed. Lulu. 280 pp.

Van Hoof C., Firat R., Puers R. (2009). Biopotential Readout Circuits for Portable Acquisition Systems. 1a ed. Springer Science. Washington, D.C, Estados Unidos. 164 pp.

Wang Y, Zheng Y, Lahiani M, Ou Bai, Wang Q, Liu D, Liu X, Sun J. (2016). A Multifunctional Wireless Body Area Sensors Network with Real Time Embedded Data Analysis. Biomedical Circuits and Systems Conference. 508-511. DOI:10.1109/BioCAS.2016.7833843.

Y. Ye-Lin, J.M. Bueno-Barrachina, G. Prats-boluda, R. Rodriguez de Sanabria, J. Garcia-Casado. (2017). Wireless sensor node for non-invasive high precision electrocardiographic signal acquisition based on a multi-ring electrode. Measurement. 97. 195-202. DOI:10.1016/j.measurement.2016.11.009.

## ANEXO A

### Código CAD

```
#include <TimerOne.h>
int sensor;
int sensor2;
float s1;
float s2;
float s3;

void setup() {
  Timer1.initialize(1000); // 1/1000= 1000MICROSEGUNDOS
  Timer1.attachInterrupt (timerIsr); // attach service routine
  Serial.begin(230400);
  //analogReference(EXTERNAL);
}
void loop()
{
}
//-----
//Timer interrupt service routine function
//-----
void timerIsr()
{
  int sensor = analogRead(A0);
  int sensor2 = analogRead(A1);
  s1= sensor*(5.0000/1023.0000);
  s2=sensor2*(5.0000/1023.0000);
  s3=s1-s2;
  Serial.print("v");
  Serial.print(s3);
}
```

## ANEXO B

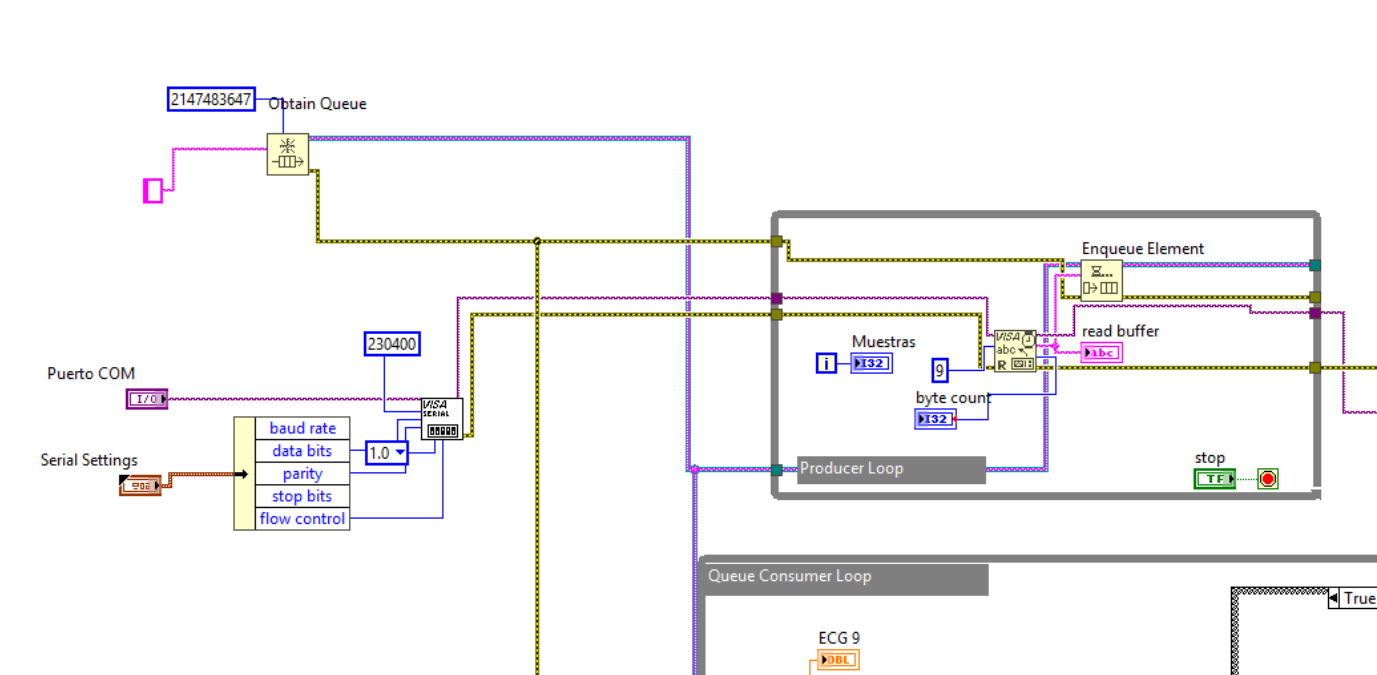


Fig. B.1 Programa en la plataforma LabVIEW® para puerto serial.



