

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA UN SISTEMA DE
MONITOREO DE LAS SEÑALES CARDIACAS EN PACIENTES
DOMICILIARIOS**

CAMILO ANDRES CARREÑO GONZALEZ

**FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN MARTÍN
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIONES
BOGOTÁ
2013 I**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA UN SISTEMA DE
MONITOREO DE LAS SEÑALES CARDIACAS EN PACIENTES
DOMICILIARIOS**

**CAMILO ANDRES CARREÑO GONZALEZ
CÓDIGO 092302
CAMILO-1000@HOTMAIL.COM**

MONOGRAFÍA

**ASESOR TÉCNICO
JUAN DAVID PRIETO RODRIGUEZ.**

**FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN MARTÍN
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIONES
BOGOTÁ
2013 I**

Nota de aceptación

Juan David Prieto Rodríguez
Asesor

Eliana Marcela García Herrera
Jurado 1

Leonardo Enrique Malagón Hernández
Jurado 2

Bogotá DC, 9 Diciembre, 2013

Dedico este proyecto especialmente a Dios, por haberme dado la vida y permitirme el haber llegado hasta este momento tan importante de mi formación profesional, por los triunfos y los momentos arduos que me han enseñado a valorar cada día más, al ser más increíble, mi madre Luz Stella González, por todo tu apoyo, por demostrarme siempre su comprensión y amor incondicional, a mi padre José de Jesús Carreño, por su gran esfuerzo en ayudarme a salir adelante, papá, este es un logro que quiero compartir contigo, gracias por creer en mí. A mi familia, Asdrúbal Armando Carreño, Mirian Yolanda Quenza, Mirian Marleny González, Paola Giraldo, Daniel Carreño, Nidia Yamile Carreño, a toda mi familia, esto es por ustedes, por lo que han hecho por mí a lo largo de esta hermosa vida que sigo teniendo gracias a ustedes, por estar en los momentos en que más los necesito, por apoyarme en las decisiones más importantes que he tomado y seguiré tomando en mi vida. A mis amigos, que gracias al equipo que formamos, ayudaron crear las fuerzas para sobrellevar y superar los obstáculos que se presentaron, en todo este proceso de mi formación como profesional.

“La felicidad no es algo que pueda percibirse, decir o expresarse cuando todo no parece surgir de la mejor manera, la felicidad es la dirección de tus sueños, lo que demuestras al esforzarte por el bien de los demás, por disfrutar de la dicha de aquellos que son el propósito de tu amor” (Autor, 2013)

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco primeramente a Dios, por haberme permitido llegar hasta este momento tan importante en mi vida, por guiarme en el transcurso de toda mi carrera y brindarme una vida llena de aprendizaje y experiencias.

A mis padres, con todo mi afecto, cariño y mi amor para las personas que me dieron todo en la vida para que yo pudiera alcanzar mis sueños, por motivarme y darme la mano cuando sentía que el camino se terminaba, a ustedes Luz Stella González y José de Jesús Carreño. Por siempre mi corazón y mi agradecimiento.

Al ingeniero Juan David Prieto por creer en mí, y haberme brindado la oportunidad de desarrollar mi proyecto, por haberme guiado en todo este proceso, por darme la oportunidad de crecer profesionalmente y aprender nuevas cosas.

A mis amigos, Arnold Andrés Lara, Diego Felipe Contreras, Juan David Rodríguez, Julián Pérez, por haber hecho de mi etapa universitaria un trayecto de vivencias que nunca olvidare. A todos mis amigos que compartieron, que estuvieron ahí siempre, que los necesité.

Son varias las personas, que han hecho parte de mi vida profesional a las que me gustaría agradecerles, por su amistad, consejos, apoyo, dedicación ánimo y compañía en los momentos no gratos de mi vida. Algunas están presentes aquí conmigo y otras en mis recuerdos y en mi corazón, sin importar en donde se encuentren, quiero brindarles mi más placentero sentimiento de gratitud por ser parte de mí, por todo lo que me han ofrecido y por todas sus bendiciones.

CONTENIDO

	pág.
1. RESUMEN.	19
2. INTRODUCCIÓN	20
3. PROBLEMA	21
4. JUSTIFICACIÓN	23
5. OBJETIVOS	25
5.1 OBJETIVO GENERAL	25
5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
6. MARCO REFERENCIAL	26
6.1 MARCO CONCEPTUAL	26
6.1.1 Señal cardiaca	26
6.1.2 Electrocardiógrafo	26
6.1.3 Electrodo	26
6.1.4 Monitorización	27
6.1.5 Afección cardiaca	27
6.1.6 Amplificador de instrumentación	28
6.1.7 Sistema de monitoreo	28
6.1.8 Red inalámbrica.	28

6.2	MARCO TEÓRICO	29
6.2.1	Tecnología ZigBee	29
6.2.2	Módulos Xbee.	32
6.2.3	Sistema de monitoreo a distancia.	35
6.2.4	Electrocardiograma (ECG)	37
6.2.5	Análisis de señales ECG con transformada de Wavelet.	42
7.	ANTECEDENTES.	47
8.	ESTADO DEL ARTE	50
8.1	Sistemas de monitoreo y electrocardiografía a distancia de pacientes.	50
8.1.1	Adquisición de la señal cardiaca.	54
9.	Metodología	55
10.	limitaciones y alcances	58
11.	DESARROLLO	59
11.1	Circuito de adquisicion de señal ECG.	59
11.1.1	Electrodos.	60
11.1.2	Amplificador de instrumentación.	62
11.1.3	Filtro pasa altos.	64
11.1.4	Amplificador OP07	65
11.1.5	Elevador DC	68
11.1.6	Conversor análogo digital	70

11.2	Implementación de enlace inalámbrico utilizando tecnología Zigbee.	78
11.2.1	Configuración módulos Xbee	78
11.2.2	Configuración mediante software X-CTU.	83
11.2.3	Diseño circuito PCB para módulo Router.	87
11.3	Algoritmo de detección de arritmia y paro cardíaco.	89
11.3.1	MATLAB.	89
11.3.2	Establecimiento comunicación serial entre Matlab y módulo Xbee.	91
11.3.3	Detección de paros cardíacos y elevación ST.	95
11.3.4	Algoritmo de detección de arritmia.	108
11.4	Sistema de alarma mediante correo electrónico.	114
11.4.1	Alarma de sonido.	115
11.4.2	Alarma mediante correo electrónico.	116
12.	Pruebas y Resultados.	120
12.1	Prueba de captación de señales electrocardiográficas.	120
12.1.1	Objetivo de la prueba.	120
12.1.2	Recursos a utilizar.	120
12.1.3	Procedimiento a desarrollar.	120
12.1.4	Resultados esperados.	121
12.1.5	Resultados Obtenidos.	121
12.1.6	Conclusión.	133

12.2	Prueba de distancia en la transmisión de datos ECG.	133
12.2.1	Objetivo de la prueba.	133
12.2.2	Recursos a utiliza.	133
12.2.3	Procedimiento a desarrollar	133
12.2.4	Resultados esperados.	134
12.2.5	Resultados Obtenidos.	134
12.2.6	Conclusión.	138
12.3	Prueba de detección de elevación del segmento ST.	138
12.3.1	Objetivo de la prueba.	138
12.3.2	Recursos a utilizar.	138
12.3.3	Procedimiento a desarrollar.	139
12.3.4	Resultados esperados.	139
12.3.5	Resultados Obtenidos.	139
12.3.6	Conclusión.	143
12.4	Prueba de detección de un Paro Cardíaco.	143
12.4.1	Objetivo de la prueba.	143
12.4.2	Recursos a utilizar.	143
12.4.3	Procedimiento a desarrollar.	144
12.4.4	Resultados esperados.	144
12.4.5	Resultados obtenidos.	145

12.4.6	Conclusión.	145
12.5	Prueba de detección de arritmia cardíaca.	146
12.5.1	Objetivo de la prueba.	146
12.5.2	Recursos a utilizar.	146
12.5.3	Procedimiento a realizar.	146
12.5.4	Resultados esperados.	146
12.5.5	Resultados obtenidos.	147
12.5.6	Conclusión.	149
13.	CONCLUSIONES.	150
14.	PERSPECTIVAS Y RECOMENDACIONES.	153
15.	GLOSARIO	154
16.	BIBLIOGRAFÍA	156

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1 Parámetros de configuración principales de los módulos Xbee	81
Tabla 2 Parámetros de configuración adicionales de los módulos Xbee	82
Tabla 3 Parámetros configurados en módulos coordinador y router.	83
Tabla 4 Prueba de adquisición de señal en circuito	121

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura. 1 Logo ZigBee	29
Figura. 2 Aplicaciones definidas por la alliance ZigBee.	31
Figura. 3 Capas protocolo para ZigBee.	31
Figura. 4 Módulo Xbee.....	32
Figura. 5 Red punto a punto.	34
Figura. 6 Esquema del sistema de monitoreo propuesto.	35
Figura. 7 Diagrama del sistema de monitoreo propuesto.	36
Figura. 8 Ondas de una señal ECG.	37
Figura. 9 Morfología del complejo QRS	39
Figura. 10 Amplificador de instrumentación	40
Figura. 11 Diagrama de conexión interna del circuito integrado AD620	41
Figura. 12 ECG Esquemático.	42
Figura. 13 Filtros wavelet.....	44
Figura. 14 Filtro de la familia symlets 6.....	45
Figura. 15 Árbol de descomposición.....	45
Figura. 16 Señal del nodo 16 o (4.1).....	46
Figura. 17 Diagrama a bloques del sistema de monitoreo.....	50
Figura. 18 Esquema del sistema de transmisión vía GPRS	52
Figura. 19 Esquema del sistema de tele-monitoreo inalámbrico de eventos cardiacos.	53
Figura. 20 Monitoreo de arritmias cardiacas inalámbrico.....	54
Figura. 21 Diagrama de bloques para la adquisición de la señal cardiaca.	59
Figura. 22 Diseño del circuito general de adquisición de la señal cardiaca	60
Figura. 23 Ubicación Electrodo.....	61
Figura. 24 Electrodo adhesivo desechable.....	62
Figura. 25 Esquema y encapsulado AD620.....	63
Figura. 26 Señal cardiaca obtenida con amplificador AD620	64
Figura. 27 Filtro pasa altos.	65
Figura. 28 Etapa de amplificación con integrado OP07.	66

Figura. 29 Etapa de amplificación con R2 y R1.	67
Figura. 30 Señal ECG amplificada.	68
Figura. 31 Elevador nivel DC.	69
Figura. 32 Señal ECG con nivel DC.	69
Figura. 33 Circuito del conversor análogo/digital.	70
Figura. 34 Distribución de pines 16F877a	71
Figura. 35 Esquema general conversor análogo/digital	73
Figura. 36 Programación micro-controlador16F877A en lenguaje C	73
Figura. 37 Programación MICRO-CONTROLADOR16F877A en lenguaje C	75
Figura. 38 Circuito PCB diseñado en ARES profesional.	76
Figura. 39 Circuito General 3D diseñado en ARES profesional.	77
Figura. 40 Circuito General implementado en baquela.	77
Figura. 41 Xbee serie 2, base Xbee, tarjeta Xbee Explorer.	78
Figura. 42 Distribución de pines módulos Xbee serie 2.	79
Figura. 43 Asignación de pines módulos Xbee serie 2.	79
Figura. 44 Asignación de roles a módulos Xbee.	81
Figura. 45 Conexión Xbee con Pc mediante tarjeta Xbee xplorer.	84
Figura. 46 Ventana PC settings.	84
Figura. 47 Comando Test/Query.	85
Figura. 48 Lectura de módulo Xbee.	86
Figura. 49 Programación módulo Coordinador y módulo Router.	86
Figura. 50 Diseño circuito Xbee.	87
Figura. 51 circuito implementado en baquela.	88
Figura. 52 circuito implementado en baquela.	88
Figura. 53 Circuito Xbee conectado al circuito de captación de la señal cardiaca.	89
Figura. 54 Creación de GUI Matlab.	90
Figura. 55 Diagrama de bloques de comunicación Matlab y módulo Xbee	91
Figura. 56 Código de programación de la comunicación entre Matlab y Xbee	92
Figura. 57 Reconocimiento de puerto serial.	93
Figura. 58 Captura de datos de señal ECG en Matlab.	94
Figura. 59 Diseño Interfaz GUI.	94

Figura. 60 ECG con elevación de segmento ST.....	97
Figura. 61 Esquema de proceso de Correlación entre variable A y B.....	99
Figura. 62 Diagrama de algoritmo de detección de elevación ST.....	100
Figura. 63 Señal de referencia con elevación ST.	101
Figura. 64 Señal de referencia almacenada en vector de 512 posiciones.....	101
Figura. 65 Señal ECG paciente almacenada en vector de 2048 posiciones	102
Figura. 66 Segmentación Señal ECG en 4 bloques de 512 muestras.....	102
Figura. 67 Desfase de dos señales iguales.	103
Figura. 68 Desplazamiento de vectores para sincronizar las señales	104
Figura. 69 Desfase y acople de las señales ECG.....	104
Figura. 70 Correlación de bloques B1, B2, B3 y B4.....	105
Figura. 71 ECG de un paro cardíaco.	106
Figura. 72 Diagrama de flujos de detección de paro cardíaco.....	107
Figura. 73 ECG con referencia en 100.	108
Figura. 74 ECG de una arritmia cardíaca.....	108
Figura. 75 Diagrama de bloques de algoritmo de detección de arritmia.....	109
Figura. 76 Diagrama de flujos análisis de arritmia.....	110
Figura. 77 Código de análisis de arritmia.....	111
Figura. 78 Vector con datos de señal ECG.....	111
Figura. 79 Intervalos de muestra para cada ciclo ECG.....	112
Figura. 80 conteo de muestra para cada ciclo ECG.....	112
Figura. 81 Comparación de cada intervalo ECG.....	113
Figura. 82 Diagrama del sistema de alarma.	114
Figura. 83 Ubicación archivo de sonido.	115
Figura. 84 Diagrama de flujo de sistema de envío de E-mail.....	116
Figura. 85 Envío de mensaje desde Matlab.....	117
Figura. 86 Recepción de mensaje en Hotmail.	118
Figura. 87 Mensaje obtenido en Hotmail.	118
Figura. 88 Recepción mensaje en Facebook.....	119
Figura. 89 Recepción señal ECG paciente 1.	123
Figura. 90 Recepción señal ECG paciente 2.	123

Figura. 91 Recepción señal ECG paciente 3.	124
Figura. 92 Recepción señal ECG paciente 4.	124
Figura. 93 Recepción señal ECG paciente 5.	125
Figura. 94 Recepción señal ECG paciente 6.	125
Figura. 95 Recepción señal ECG paciente 7.	126
Figura. 96 Recepción señal ECG paciente 8.	126
Figura. 97 Recepción señal ECG paciente 9.	127
Figura. 98 Recepción señal ECG paciente 10.	127
Figura. 99 Recepción señal ECG paciente 11.	128
Figura. 100 Recepción señal ECG paciente 12.	128
Figura. 101 Recepción señal ECG paciente 13.	129
Figura. 102 Recepción señal ECG paciente 14.	129
Figura. 103 Recepción señal ECG paciente 15.	130
Figura. 104 Recepción señal ECG paciente 16.	130
Figura. 105 Recepción señal ECG paciente 17.	131
Figura. 106 Recepción señal ECG paciente 18.	131
Figura. 107 Recepción señal ECG paciente 19.	132
Figura. 108 Recepción señal ECG paciente 20.	132
Figura. 109 características del lugar de la prueba.	134
Figura. 110 Ubicaciones escogidas para la prueba.	134
Figura. 111 Recepción señal ECG ubicación 1.	135
Figura. 112 Recepción señal ECG ubicación 2.	135
Figura. 113 Recepción señal ECG ubicación 3.	136
Figura. 114 Recepción señal ECG ubicación 4.	136
Figura. 115 Recepción señal ECG ubicación 5.	137
Figura. 116 Recepción señal ECG ubicación 6.	137
Figura. 117 Recepción señal ECG ubicación 7.	138
Figura. 118 Análisis de elevación ST en una señal sana.	139
Figura. 119 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST media.	140
Figura. 120 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST alta.	141
Figura. 121 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST baja.	142

Figura. 122 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST baja.	143
Figura. 123 Botones deshabilitadores de captación de señal ECG en electrodos	144
Figura. 124 Recepción de señal ECG con paro cardíaco.	145
Figura. 125 Señal ECG sana / Señal ECG con arritmia.....	146
Figura. 126 Señal ECG con arritmia prueba 1	147
Figura. 127 Señal ECG sin arritmia prueba 2	147
Figura. 128 Señal ECG con arritmia prueba 3	148
Figura. 129 Señal ECG sin arritmia prueba 4	148

TABLA DE ECUACIONES.

Ecuación 1 Voltaje de saturación.....	40
Ecuación 2 voltaje de entrada diferencial.	41
Ecuación 3 Transformada de Wavelet.....	43
Ecuación 4 Secuencia de salida.....	43
Ecuación 5 Ganancia AD620.....	63
Ecuación 6 Ganancia implementada.	63
Ecuación 7 Frecuencia de corte.....	65
Ecuación 8 Frecuencia de corte desarrollada.....	65
Ecuación 9 Ganancia OP07.....	66
Ecuación 10 Ganancia OP07.....	67
Ecuación 11 Amplificación total de la señal ECG	67
Ecuación 12 Resolución micro-controlador16F877A	71
Ecuación 13 Resolución de voltaje del micro-controlador16F877A	71
Ecuación 14 Representación binaria para 5v	72
Ecuación 15 Representación binaria para 4.5v	72
Ecuación 16 Representación binaria para 0v	72
Ecuación 17 Formula de coeficientes de correlación.....	98

LISTA DE ANEXOS.

Anexo A: Código desarrollado para la detección del segmento ST

Anexo B: Código de detección de paro cardiaco.

Anexo C: Código detección de arritmia

Anexo D: Código desarrollo de alarma.

1. RESUMEN.

Este proyecto de grado, describe el proceso de diseño e implementación de un sistema de monitoreo de señales cardiacas, orientado al seguimiento de pacientes domiciliarios. El sistema desarrollado, permite la captura de la señales del corazón, por medio un circuito, de instrumentación, que es capaz de amplificarlas, digitalizarlas y transmitirlos inalámbricamente, a través de unos módulos llamados Xbee. Estos módulos aplican tecnología Zigbee, la cual es una tecnología que cumple con estándares, para la transmisión remota de señales biomédicas.

Además, este sistema permite la recepción de las señales cardiacas, mediante otro módulo Xbee conectado a un computador, con el que se realiza un procesamiento digital de señales, a partir de un software llamado Matlab, que es el encargado de analizar y almacenar los datos de una señal electrocardiográfica de un paciente, mediante la aplicación de algoritmos y técnicas de análisis de señales. El sistema también cuenta con un subsistema que es capaz de generar un estado de alarma, que se activa a partir del resultado del análisis de una señal electrocardiográfica. Esta alarma se genera con la reproducción de sonidos y envío de correo electrónicos desde Matlab.

Posteriormente se muestran las pruebas y resultados obtenidos, cuando se realiza la captura de las señales cardiacas, la transmisión inalámbrica, el procesamiento y análisis de las señales recibidas en el sistema y el funcionamiento del sistema de alarma implementado.

Finalmente, este sistema ofrece al usuario final, un seguimiento a la salud cardiaca, de pacientes que de alguna manera u otra, necesitan permanecer en sus hogares, por el cual este sistema se centraliza en la detección de patologías como arritmias y paros cardiacos, para proporcionar a los pacientes una herramienta que les ayude a detectar esta clase de enfermedades que muchas veces no son fáciles de localizar.

2. INTRODUCCIÓN

Hoy en día Colombia posee un gran número de deficiencias, arraigadas a los servicios de salud, específicamente en la atención oportuna de pacientes, un método eficiente para reducir distancias y disminuir costos es la implementación de sistemas enfocados a la telemedicina, que permitan al paciente enviar su evolución de su salubridad, a un médico especialista. (Vargas Lorenzo, Vázquez Navarrete, & Mogollón Pérez, 2010).

El procesamiento de señales biomédicas, se fundamenta en un sector de investigación, donde ingenieros, médicos, y entre otros, participan para desarrollar e implementar algoritmos apropiados a las diferentes clases de señales y aplicaciones, que acepten el establecimiento de diagnósticos precisos.

En este proyecto, se fundamenta el desarrollo de técnicas y aplicaciones de ingeniería para el desarrollo de un sistema que permita el monitoreo y análisis de señales electrocardiográficas. Las señales electrocardiográficas son la representación gráfica de las pulsaciones del corazón, que sirven para identificar patrones irregulares en la formas de la ondas de la señal. Mediante el análisis de estos patrones, el sistema se enfoca en el procesamiento de dichas señales, con el fin de generar un diagnóstico, empleando técnicas como la correlación, entre otras. Todo esto se ejecuta mediante la implementación de un electrocardiógrafo, el cual es un circuito que se encarga de adquirir las señales del corazón de un paciente, haciendo uso de amplificadores de instrumentación, electrodos y otros tipos de elementos de electrónica. Consecuentemente se especifica el desarrollo del circuito de adquisición de la señal cardiaca, como también el proceso de digitalización de estas.

Habitualmente los sistemas de monitoreo se han implementado haciendo uso de artefactos conectados a los pacientes a través de cables, esto restringe de cierta medida la movilidad del paciente. Una de las ventajas de este sistema es el uso de la tecnología Zigbee, con la cual se evita este tipo de inconvenientes, puesto que mediante esta tecnología se logra establecer una red inalámbrica para el envío de datos de las señales electrocardiográficas de un paciente hacia una central de análisis.

Este proyecto está orientado a la detección de dos tipos de patologías que son las arritmias y los paros cardiacos. En ese orden de ideas, esta propuesta integra aplicaciones como Matlab, donde la información de la señal ECG es recibida y procesada, para establecer un diagnóstico sobre si el paciente padece alguna arritmia o si este presenta elevación ST, la cual es una característica que se presenta en el segmento de las ondas S y T de una señal electrocardiográfica de un paciente con probabilidades de sufrir un infarto.

3. PROBLEMA

Hoy en día se han realizados estudios donde se estima que para el año 2020, se tendrá un aumento entre el 120% y el 137% de enfermedades relacionadas con el corazón. Según la organización mundial de la salud para el 2030 morirán 23,3 millones de personas por enfermedades cardiovasculares. (WHO Media centre, 2013), lo cual quiere decir que habrá más pacientes a los que se les necesite hacer un seguimiento a su salud cardiaca. El descuido o falta de seguimiento a la salud de este órgano vital, ocasiona acontecimientos potencialmente fatales como los infartos, que pueden ocurrir en el lugar de residencia de las personas sin previo aviso. Ahora bien, si se asume que se desarrolla el suceso anteriormente descrito en una persona cuando está sola, los familiares o allegados no tienen manera de percatarse del hecho, lo cual conlleva la imposibilidad de prestar los primeros auxilios a la persona afectada. (Martín & Torrado chamorro, 2009)

Una de las causas que conlleva a que los pacientes padezcan una crisis cardiaca en su hogar es la de los elevados costos que implica el recibir un tratamiento adecuado en un centro especializado de salud, puesto que según el foro económico mundial destaca que las intervenciones de enfermedades cardiovasculares, sin duda, serán costosas. (Foro Económico Mundial y la Escuela de Salud Pública de Harvard, 2011). Así mismo factores como la lejanía impiden al paciente no estar en un centro médico, debido a que algunos poseen incapacidad en la movilidad corporal dificultando el traslado hacia un centro especializado, esta discapacidad es una de las principales limitaciones que incluye la clasificación Internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud CIF, en un primer nivel (Departamento Administrativo Nacional de Estadística, 2008). Además investigaciones sobre el factor distancia, han arrojado resultados donde se evidencia que para los no afiliados la lejanía de los centros de atención se constituye en una de las principales causas para no utilizar el servicio. (Acosta, 2010). Otro motivo que repercute en complicaciones desfavorables para un seguimiento en un centro médico, se debe a la crisis del sector salud que vive el país, generalmente los pacientes tienen que esperar horas y hasta días para ser atendido en los hospitales (Abadía Barrero & Oviedo Manrique, 2010). Además de la predisposición actual a considerar un error que un paciente deba estar en el hospital sólo para obtener medicación y valoración, si por lo demás esta se halla estable, lo que se estima hasta últimamente, un motivo ineludible para permanecer ingresado en el hospital. (Ramos, 2009)

Consecuentemente, se suma complicaciones como las que algunas personas llegan a padecer con afecciones del corazón, al no estar en un lugar donde se le puede brindar la atención y la valoración por personal profesional en el área de la salud. Estas estarían en gran riesgo de muerte debido al desconocimiento de los factores de riesgos como el descuido y la falta de monitoreo o seguimiento a la

salud del corazón, según la liga colombiana contra el infarto y la hipertensión el 71% de la población desconocía estos factores. Adicionando que no se le está haciendo un adecuado seguimiento a uno de los órganos más importantes del cuerpo humano, como lo es el corazón. (Liga Colombiana Contra el Infarto y la Hipertension, 2011).

Por otra parte, para los pacientes y hospitales según un estudio del financiamiento del sistema general de seguridad social en salud que realizó la Procuraduría General de la Nación, les resulta extremadamente caro tener un profesional asociado a la dotación de servicios de atención médica, en cada lugar de residencia de un paciente, que necesite la prestación de seguimientos de larga duración. Este profesional estaría limitado a la atención y monitoreo de un único paciente, lo que aumentaría el gasto en contratación de más profesionales médicos para la atención de la población en general. (Ordóñez Maldonado, Alejandro; Castañeda Curvelo, Martha Isabel; García Cancino, Miguel ; Orozco Rodríguez, Nazly ; Puerto García, Stephanie; Ríos Montañez, Ana María; Peñaloza Quintero, Rolando Enrique, 2010)

Actualmente Colombia cuenta con un sistema de monitoreo a distancia con la empresa SaludCoop esta empresa es la que más avance tecnológico ha tenido en el área de telemedicina. (Hoyos & Correa Serma, 2010) El sistema que emplea esta empresa es apoyado e implementado en puntos de atención médica como hospitales y clínicas que están comunicados entre sí por este sistema. (SaludCoop, 2013). Lo que evidencia que en Colombia no existe un sistema de monitoreo a distancia que este orientado hacia la parte domiciliarias de los pacientes.

Todo lo anterior nos lleva a preguntarnos: ¿Cómo se podría realizar un monitoreo a la salud del corazón, para disminuir el riesgo de muerte que causa el no realizar un seguimiento constante a la salud cardiaca, que se presentan en pacientes con insuficiencias cardiacas, sin tener que desplazarse hasta un centro médico?

4. JUSTIFICACIÓN

Las afecciones del corazón generalmente son enfermedades silenciosas y difíciles de detectar, es por esto que se requiere de un adecuado control para evitar que se generen complicaciones irreversibles, como el Infarto de miocardio o como se conoce actualmente paro cardiacos. (Liga Colombiana Contra el Infarto y la Hipertension, 2011)

Este proyecto pretende brindar una solución a este problema con la implementación de un sistema de monitoreo cardiaco, donde el paciente podrá contar con una herramienta que le va a permitir permanecer el mayor tiempo posible en sus domicilios de manera independiente, puesto que permitirá al personal médico evaluar al enfermo, desde el lugar de residencia y no necesariamente desde un centro hospitalario, permitiendo así identificar anomalías del comportamiento del corazón lo más pronto que sea posible.

Con lo anterior, se ayudaría, por ejemplo a personas mayores, discapacitadas o aquel tipo de gente que pasan la mayor parte de su tiempo sola, y que son susceptibles de encontrarse en situaciones de riesgos como padecer infartos o arritmias cardiacas. (Organizacion Mundial de la Salud, 2010) Ya a que mediante el monitoreo y diagnostico remoto se podrá detectar este tipo de anomalías. Según un informe sobre la situación mundial de las enfermedades no transmisibles, la monitorización es fundamental puesto que suministra datos precisos para evaluar, diagnosticar y lograr disminuir el número de muertes por enfermedades cardiovasculares. (Organizacion Mundial de la Salud, 2010)

Consecuentemente la organización mundial de la salud (OMS) constituye que la asistencia de salud, en el que la distancia es un factor crítico, valida el uso de tecnología de comunicaciones para el intercambio de información que permita el diagnóstico, tratamiento y prevención de enfermedades en un paciente. (World Health Organization, 2010).

Asociando lo previamente descrito, hoy en día las tecnologías de comunicaciones inalámbricas nos permiten captar y procesar señales biomédicas, el uso de la tecnología Zigbee permitirá la transmisión inalámbrica de la señal cardiaca, (Delgado, 2009) brindándole así movilidad corporal y libre desplazamiento en recintos cerrados donde se encuentre el paciente; además, contará con un sistema de alarma que se activará en caso que el paciente sufra una crisis cardiaca, permitiendo alertar al personal médico para que se pueda dar una atención oportuna.

Por otra parte, para los profesionales asociados a la dotación de servicios de atención sanitaria, es evidente la ventaja de incrementar el número de personas

valoradas, puesto que un médico reduce el número de visitas a domicilio, examinándolas mediante el monitoreo a distancia, lo que amplía su capacidad de atención y además extiende su radio de acción geográfica. Es decir, puede ejercer una atención médica efectiva. (Ramos, 2009)

Empresas como AccuHealth Group S.A; (Accuhealth, 2013) la cual es una compañía chilena que ofrece el servicio de monitoreo de pacientes a distancia, empleando tecnología que permite un control sobre los pacientes estabilizados, crónicos o que han pasado por situaciones críticas, fuera del ámbito físico del hospital o la clínica. Esta empresa ha tenido éxito en lo corrido de un año representando la primera experiencia de un Hospital Virtual en Chile, que permite descongestionar los sistemas de salud y entregar una mejor calidad de recuperación a los pacientes desde sus casas y su lugar de trabajo.

Todo lo previo conlleva a brindarles a las personas una mejor calidad de vida y auto-cuidado, en lo que concierne en gran medida de la habilidad para comunicar la información clínica del paciente en tiempo real, desde sus respectivos hogares, permitiendo así a los médicos intervenir oportunamente para mejorar los resultados clínicos.

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un sistema que permita el monitoreo del ritmo cardiaco para pacientes domiciliarios en la ciudad de Bogotá.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar e implementar un circuito que capture la señal cardiaca mediante el uso de electrodos.
- Implementar un enlace inalámbrico utilizando tecnología Zigbee.
- Diseñar e implementar un algoritmo usando técnicas de procesamiento digital de señales usando el software MATLAB, que permita detectar un paro y una arritmia cardiaca.
- Diseñar un sistema de alarma mediante la plataforma MATLAB al presentarse una insuficiencia cardiaca, haciendo la transmisión de esta mediante correo electrónico.

6. MARCO REFERENCIAL

6.1 MARCO CONCEPTUAL

6.1.1 Señal cardiaca

Las señales cardiacas o electrocardiográficas ECG son el registro gráfico de las pulsaciones eléctricas del corazón, estas son producidas durante las diferentes fases del ciclo cardiaco. Ver señales ECG (página 39).

6.1.2 Electrocardiógrafo

Un electrocardiógrafo es un instrumento el cual permite detectar las señales eléctricas del corazón asociadas con la actividad cardiaca, este instrumento por lo general genera un electrocardiograma ECG, que es un registro gráfico del voltaje de las pulsaciones del corazón en función del tiempo. Los electrocardiógrafos normalmente son usados para diagnosticar enfermedades relacionadas con el corazón.

Los electrocardiógrafos funcionan mediante electrodos sobre la piel, este electrodo está conectado a otro electrodo a través del electrocardiógrafo, adicionalmente un galvanómetro mide la corriente que pasa por el aparato y es el responsable para descripción electrocardiográfica (Vélez, Rojas, Borrero. R, Restrepo M, & Arango Escobar, 2003).

6.1.3 Electrodo

Los electrodos son aquellos “parches” que van adheridos a los pacientes, con los cuales se captaran las señales eléctricas del corazón para luego ser procesada y visualizada en un electrocardiógrafo.

Los electrodos, son dispositivos capaces de convertir en corrientes eléctricas las corrientes iónicas del cuerpo humano. Este dispositivo esta constituido por un área metálica y un electrolito el cual hace contacto con la piel. Por lo tanto, existen dos secuencias en el camino de la señal bioeléctrica entre la parte interna del cuerpo y el sistema de adquisición (Biardo, 2004).

Los electrodos de superficie son los que se ubican en la piel del paciente para estar en comunicación con algunos dispositivos. Existen los electrodos de aguja, con la exclusión que son empleados para ser introducidos dentro de una célula, a estos se les llama micro-electrodos.

Asimismo, existen algunos estándares para poder incorporar los electrodos de aguja en los electrodos internos, pero en la ingeniería biomédica normalmente no se realiza esta clasificación. (Biardo, 2004).

Los electrodos de superficie, sin incluir los de aguja poseen diámetros que van desde 0.3 centímetros hasta 0.5 centímetros y algunas veces tener hasta 1 cm. La piel de las personas tiende a poseer una elevada impedancia que pueden ser comparadas con fuentes de voltaje. Generalmente, la impedancia normal en la piel de las personas, oscila desde 0.5 k Ω cuando la piel esta sudorosa, hasta 20 k Ω cuando la piel está seca. Algunas patologías de la piel, específicamente cuando se presentan casos como la resequedad, la piel escamosa, u otras tienden a dar un alto nivel en la impedancia, que podría llegar hasta 500 k Ω . (Biardo, 2004).

6.1.4 Monitorización

El termino monitor incluye las funciones de observar, avisar y ayudar. La monitorización de pacientes es la realización continua de medidas de observación que le realizan a un proceso con el fin de evaluar y detectar anomalías en el proceso. En este caso el término de monitorización lo referimos a la evaluación constante de las señales cardiacas de un paciente.

Generalmente el monitoreo de paciente tiene como prioridad la observación que se da por parte de un ser humano, el cual emplea diversos dispositivos de vigilancia. La monitorización en un paciente se divide en dos tipos:

Invasiva y no invasiva, la primera implica una penetración al cuerpo que se va a monitorear, en el caso de pacientes constituye métodos para acceder al interior del cuerpo humano con el fin de inspeccionar determinada zona (Castellano, Perez, & F. Attie, 2004).

La segunda, implica métodos no invasivos para la vigilancia de pacientes. Además, son alternativas más gratas para los pacientes y ayudan también a impedir infecciones, puesto que con cada intromisión en el cuerpo, se abre una entrada vital para infecciones, las intervenciones invasivas generan asiduamente dolores y estrés. Así mismo con este método se pueden evitar complicaciones como hemorragias o hematomas etc (Castellano, Perez, & F. Attie, 2004).

6.1.5 Afección cardiaca

Una afección cardiaca, es una enfermedad relacionada con el corazón del paciente. Las enfermedades cardiovasculares es un grupo de trastornos que ocurren cuando el corazón y los vasos sanguíneos no están funcionando como deberían hacerlo.

Muchas personas no saben que poseen trastornos cardiacos, hasta que acontece un dolor en el área del pecho, un paro cardíaco, o derrame cerebral. Esta clase de inconveniente normalmente exige atención médica inmediata, por lo que la persona afectada, necesita ir de emergencias a un hospital. Si posiblemente el hecho no es una emergencia y el personal médico presagia que la persona podría estar padeciendo una enfermedad cardiaca, se podrá desarrollar exámenes, para identificar si se trata de alguna enfermedad relacionada con el corazón, su funcionamiento y el de su sistema sanguíneo (Steven Dowshen, 2009).

Estas pruebas incluyen:

Electrocardiograma: Esta prueba registra la actividad eléctrica del corazón. El médico conecta al paciente a un monitor y observa la máquina para ver el latido cardíaco y determinar si esta normal (Steven Dowshen, 2009).

Ecocardiograma: Este examen tiene como propósito utilizar ondas sonoras para dictaminar afecciones cardíacas. Su funcionamiento consiste generar ondas que rebotan hacia diferentes lugares del corazón lo que reproduce una imagen del corazón, que posteriormente es visualizada en una pantalla. (Steven Dowshen, 2009)

6.1.6 Amplificador de instrumentación

Un amplificador de instrumentación es un tipo particular de amplificador diferencial que permite amplificar señales pequeñas, en este caso estos amplificadores se utilizan para la adquisición de las señales cardiacas las cuales son muy pequeñas por lo que con estos circuitos se pueden aumentar su tamaño, para dar diagnósticos más precisos, con técnicas de electrocardiografía.

6.1.7 Sistema de monitoreo

Un sistema es una reunión o conjunto de elementos relacionados que interactúan entre sí para lograr un fin determinado, es decir es un conjunto de partes encargadas de hacerle un seguimiento a las señales cardiacas de un paciente, con el fin de dar un diagnostico lo más pronto que sea posible.

6.1.8 Red inalámbrica.

Una red inalámbrica es un enlace a distancia, sin necesidad de cables entro dos o más puntos. Las redes inalámbricas se fundamentan en un enlace que emplea ondas electromagnéticas. Las redes remotas permiten que los dispositivos inalámbricos se conecten sin impedimento, ya sea que se encuentren a unos metros de distancia o a varios kilómetros. Así mismo, el montaje de estas redes no requiere de ningún cambio significativo en la arquitectura existente como pasa

con las redes cableadas. Tampoco hay necesidad de perforar las paredes para pasar cables ni de adicionar porta-cables o conectores. (Ponce, Molina Tortosa, & Mompó Maicas, 2008)

6.2 MARCO TEÓRICO

6.2.1 Tecnología ZigBee

Es un conjunto de normas de comunicaciones remotas basadas en el estándar de comunicaciones para redes inalámbricas IEEE_802.15.4. Las particularidades más considerables en este estándar son su flexibilidad de red, bajos costos, bajo consumo de energía; este estándar se puede emplear para diversas aplicaciones en la transmisión de datos, fundamentalmente es aplicado a redes de sensores en ambientes empresariales, médicos y especialmente en ambientes caseros. (Valverde Rebaza Jorge Carlos, 2007)

Figura. 1 Logo ZigBee



(ZigBee Alliance. © 2013)

La idea de utilizar la tecnología zigbee es la de darle al paciente una mayor movilidad aprovechando que las redes Zigbee son una buena herramienta para la transmisión de datos inalámbricamente, además que estas redes son de bajo consumo, por lo que al momento de diseñar el circuito para la captación de la señal cardíaca no se verá afectado por batería a la hora de la transmisión de esta, utilizando los módulos Xbee. (Valverde Rebaza Jorge Carlos, 2007)

Las comunicaciones Zigbee se emplean en la banda libre de 2.4GHz. A disimilitud de bluetooth, este estándar no utiliza FHSS (Frequency hopping), sino que ejecuta las comunicaciones a través de una exclusiva frecuencia, es decir, de un único canal, habitualmente se elige un canal de entre 16 probables. El alcance necesita

de la potencia de transmisión del artefacto como también del tipo de antenas empleadas. El alcance habitual con antena dipolo en línea vista es de alrededor de 100mts y en interiores de unos 30mts. La velocidad de transmisión de los datos de una red Zigbee es de hasta 256kbps. Una red Zigbee alcanza a formar hasta 65535 equipos, es decir, el estándar está preparado para dirigir en la misma red esta suma de artefactos. (Valverde Rebaza Jorge Carlos, 2007)

Características

- ZigBee trabaja en las bandas libres de 2.4 GHz, 868 MHz y 915 MHz.
- Tiene una celeridad de transmisión de 250 Kbps y una distancia de cobertura de 10 a 75 metros.
- Puede convivir en la misma banda con otra clase de redes como por ejemplo WiFi o Bluetooth y su trabajo no se ve forzado, esto es consecuente a su baja tasa de transmisión.
- Tiene una capacidad de trabajar en redes de gran magnitud de concentración, esta particularidad ayuda a incrementar la seguridad de los datos en la comunicación, puesto que entre más nodos aparezcan dentro de una red, mayor cantidad de rutas de relevos existirán para avalar que un dato llegue a su destino.
- Cada red ZigBee tiene una ID de red único, lo que permite establecer varias redes en un mismo canal de comunicación sin que exista problema alguno. Hipotéticamente puede haber hasta 16000 redes diferentes en el mismo canal y cada red es creada por hasta 65000 nodos, estos márgenes se ven delimitados por algunos impedimentos físicos como por ejemplo la memoria disponible, ancho de banda, etc.
- Es un estándar de comunicación multi-salto, que puede permitir comunicación entre dos nodos aun cuando estos estén fuera del rango de transmisión, siempre y cuando estén otros nodos intermedios que los comuniquen, de esta forma, se aumenta el área de revestimiento de la red.
- Su topología de malla acepta que la red pueda redimir de problemas en la comunicación incrementando su confiabilidad.

Algunos de los manejos de alto nivel que se utiliza esta tecnología son las siguientes que se muestran en la figura 2.

Figura. 2 Aplicaciones definidas por la alliance ZigBee.

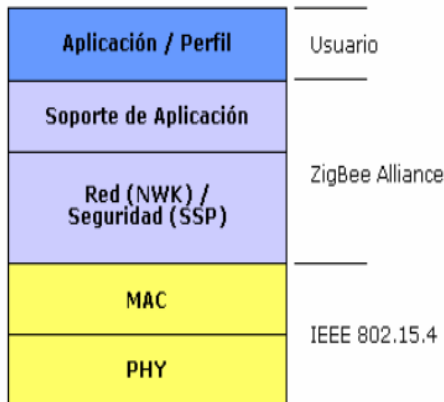


(Valverde Rebaza Jorge Carlos, 2007)

Arquitectura

ZigBee es un conjunto de protocolos, que de manera semejante al modelo OSI está compuesto por una variedad de capas, las cuales son totalmente autosuficientes.

Figura. 3 Capas protocolo para ZigBee.



(Carlos, 2007)

- La capa que se encuentra en nivel inferior es la capa física (PHY), que junto con la capa de Control de Acceso al Medio, prestan los servicios de transmisión de datos inalámbricamente, punto a punto. Estas capas están reseñadas por el estándar IEEE 802.15.4. El estándar opera sobre las bandas ISM (Industrial, Scientific and Medical) de uso no reglamentado, donde se estipulan hasta 16 canales en el rango de frecuencia de 2.4 GHz,

cada una de ellas cuentan con un ancho de banda de 5 MHz. (Carlos, El Estándar Inalámbrico ZigBee, 2007).

- La capa de red (NWK) tiene como punto fundamental realizar el uso adecuado del subnivel MAC y dar a conocer una interfaz que permita el uso por parte de la capa de aplicación. En esta se ejecutan los métodos fundamentales para poner a funcionar la red y adherirse a esta, para avalar la entrega del paquete al destinatario, así mismo también colar paquetes recibidos, y autentificarlos. (Carlos, El Estándar Inalámbrico ZigBee, 2007)
- La capa de soporte a la aplicación es la encargada de mantener el papel que el nodo posee en la red, asimismo es el encargado de colar paquetes al nivel de la capa de aplicación, también le corresponde mantener el vínculo de grupos y artefactos con los que la aplicación tiene comunicación además, facilitar el envío de datos a los distintos nodos de la red. (Carlos, El Estándar Inalámbrico ZigBee, 2007)
- En la parte superior más alto se encuentra la capa de aplicación la cual es la aplicación de la que se desempeñan los fabricantes. Es en esta capa se localiza los ZDO (ZigBee Device Objects) que tienen la función de determinar el rol del equipo en la red, ya sea como coordinador, una de control, las capas más importantes exigen servicios a las capas de niveles inferiores, y éstas informan sus resultados a las capas superiores. (Carlos, El Estándar Inalámbrico ZigBee, 2007)

6.2.2 Módulos Xbee.

Figura. 4 Módulo Xbee.



(Andrés Oyarce, 2010)

Los módulos Xbee y Xbee-PRO son artefactos fabricados por Maxstream, estos son los dispositivos creados más resistentes de utilización empresarial con aceptación ZigBee, estos se fundamentan en un soporte compatible con ZigBee, y poseen un nivel de seguridad que los hacen líderes en el sector. Conseguir la aceptación como producto ZigBee es completamente un logro y ayuda para que los clientes, las compañías y los usuarios de aplicaciones empresariales lo usen como herramienta en sus comunicaciones. (Olmed, 2011).

Los dispositivos Xbee simbolizan un resultado estupendamente potente en la gran variedad de mercados que hacen uso de la conexión a redes remotas para sus aplicaciones de comunicación de información. Hoy en día existen muchos dispositivos inalámbricos como los celulares, tablet, laptop, módulos bluetooth, etc. Los módulos Xbee son los que sustentan el vínculo exacto entre el costo y calidad, requerido a su reducido tamaño y su sencilla programación además que sólo necesita un enlace serial que lo hace aplicable a cualquier proyecto. (Oyarce, 2010)

6.2.2.1 GENERALIDADES DE LOS MÓDULOS XBEE.

Los dispositivos Xbee son equipos que funcionan con radio frecuencia y operan en la banda de 2.4 GHz con el estándar de comunicación 802.15.4. Son empleados en domótica, sistemas de seguridad, monitoreo de sistemas inalámbricos, alertas contra incendio, etc.

Estos dispositivos poseen seis conversores análogo/digital y 8 entradas digitales además de un receptor y un transmisor, estos dispositivos son capaces de generar una red propia con la que se puede enlazar o desprenderse de esta. Entre otras particularidades importantes que poseen estos módulos es que son dispositivos micro-procesados con lo cual se tiene solucionado los problemas de falencia de trama, ruidos, etc. Estos dispositivos, se comunican con un RS232, el cual es una interfaz que designa una norma para el intercambio de una serie de datos binarios, con el cual se convierte los niveles de voltaje al estándar TTL (lógica transistor a transistor), para realizar una comunicación con un PC, pero así mismos estos también pueden empalmarse directamente a una placa de desarrollo. (Oyarce, 2010)

Los módulos poseen una velocidad de enlace desde 1200 baudios hasta 115200 baudios, estas velocidades pueden ser configuradas para diferentes funciones. Los dispositivos Xbee pueden ser programados con un hyperterminal y una interface serial RS232 a través de comandos AT. Estos comandos son instrucciones codificadas que conforman un lenguaje de comunicación entre el hombre y un terminal modem. (Oyarce, 2010)

6.2.2.2 MODO DE RECIBIR/TRANSMITIR

En estos dispositivos tienen estados cuando al módulo le llega algún paquete de información a través de la antena, al momento de que se envía datos en forma serial al buffer del pin UART Data in, para luego ser transmitido en modo (Transmit). Los datos transmitidos son enviados de forma directa o Indirecta.

- En la directa los datos se envían rápidamente a la dirección de destino.

- En la forma indirecta los datos son guardados durante una fase de tiempo y posteriormente se transmiten, pero sólo cuando el receptor de destino la requiere (Oyarce, 2010).

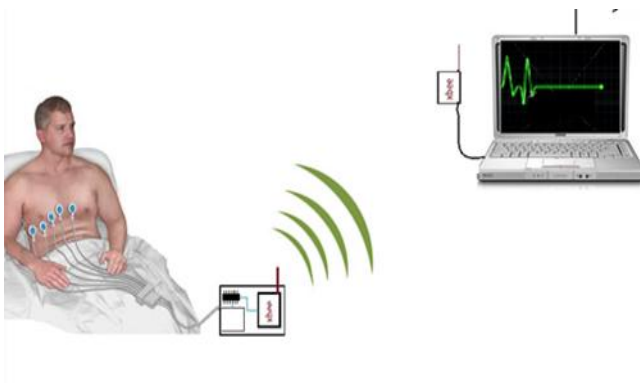
Consecuentemente, es posible transmitir datos por dos modos, de forma Unicast y Broadcast.

- En el modo unicast, el enlace es desde un punto a otro, y es la única forma que acepta contestación de quien obtiene el paquete de datos, es decir, quien recibe el paquete envía un ACK, el cual señala que recibió el paquete. Quien envía la información, debe aguardar hasta recibir un ACK, si este no llega, reenviará el paquete hasta 3 veces o hasta que el receptor le indique que recibió el paquete correctamente.
- En el modo Broadcast el enlace se gestiona entre un nodo hacia a todos los nodos existentes de la red y en esta no existe respuesta de si se recibió o no la información correctamente. (Oyarce, 2010)

6.2.2.3 COMUNICACIÓN PUNTO A PUNTO.

La comunicación punto a punto es un enlace ideal que se establece para sustituir una comunicación serial por cable. En esta solo se gestiona la dirección. Para esto se emplean los comandos MY (Es un comando utilizado para dar el nombre que se le asigna a cada módulo expresado en valores hexadecimales.) y el DL (Destination Address Low), para configurar los módulos. La razón, es que se selecciona aleatoriamente una dirección para un módulo, empleando la instrucción MY, la cual va a realizar la comunicación con otro módulo que posee la dirección DL, consecuentemente en este caso los dos puntos estarían entre el paciente, que sería el módulo de transmisión de la señales, y el módulo Xbee de recepción que estaría en un computador donde posteriormente la señal recibida sería procesada para el análisis y determinación de alguna afección tal como se puede apreciar en la figura 5. (Oyarce, 2010)

Figura. 5 Red punto a punto.



6.2.3 Sistema de monitoreo a distancia.

Son sistemas integrales ya que involucran tanto hardware como software, los cuales los sistemas administran y permiten el intercambio de información remota a un centro de monitoreo, desde el cual se le hace un seguimiento a los sucesos y alarmas generadas por los dispositivos en tiempo real. (Ponce, Molina Tortosa, & Mompó Maicas, 2008)

El sistema de monitoreo a distancia del ritmo cardiaco permitirá hacer un seguimiento de las señales ECG del corazón a pacientes desde su domicilio, implementando hardware como el circuito de amplificación y adquisición de las señales cardiacas, conversores análogos digitales, que permitirán digitalizar la señal ECG para su posterior transmisión y análisis, se contará con herramientas de transmisión como lo son los módulos Xbee, el software que se utilizará es MATLAB en el cual se analizará la información de la señal para posteriormente dar un diagnóstico y generar una alarma según sea el caso. Generalmente los elementos que comprenden el sistema de monitoreo a distancia propuesto serían de la siguiente manera según la figura 6.

Figura. 6 Esquema del sistema de monitoreo propuesto.

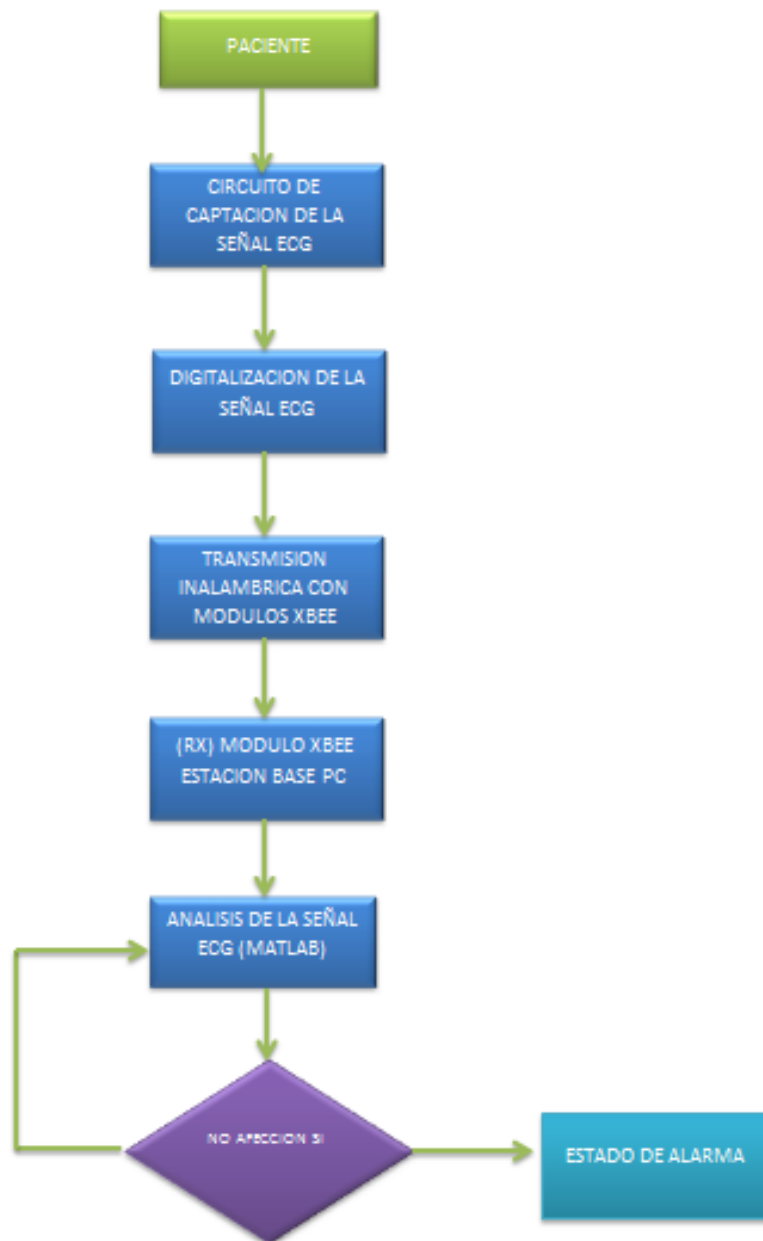


- Circuito para la captación y digitalización de la señal cardiaca.
- Módulo de transmisión Xbee

- Módulo de Recepción Xbee.
- Software Matlab

En la figura 7, se especifica mediante un diagrama de flujo, el funcionamiento del sistema de monitoreo propuesto.

Figura. 7 Diagrama del sistema de monitoreo propuesto.



6.2.4 Electrocardiograma (ECG)

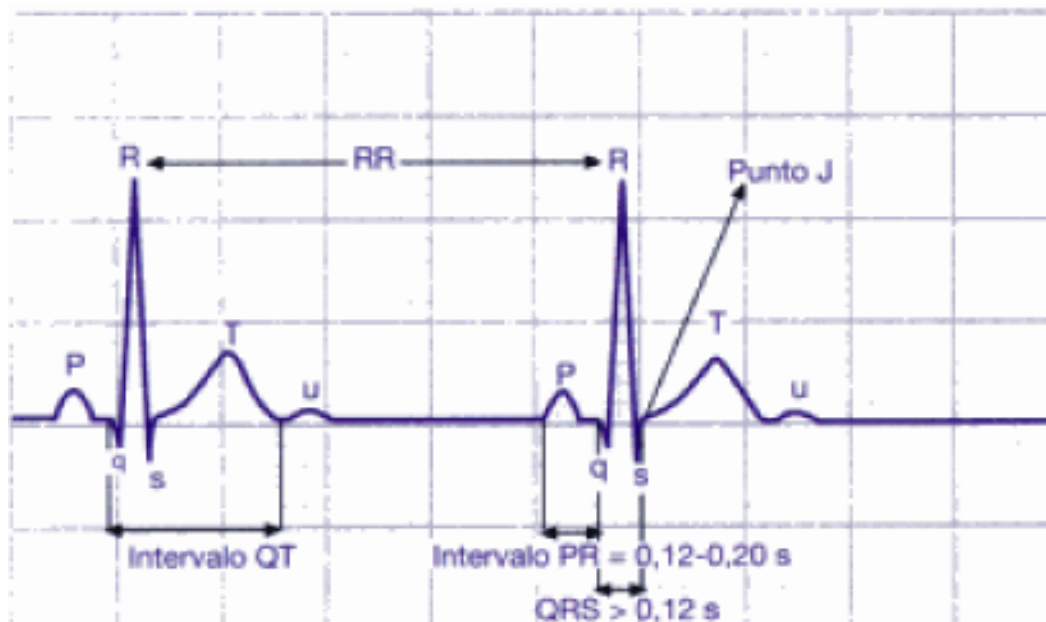
Son exámenes de las acciones eléctricas del corazón, donde se registra gráficamente las ondas de las contracciones del corazón en su funcionamiento con el sistema sanguíneo. Este examen es necesario en los pacientes que poseen patologías cardiacas; Puesto que suministra a los especialistas información muy importante sobre alteraciones de la salud del paciente. (Castellano, Perez, & F. Attie, 2004)

6.2.4.1 Señales ECG.

Las señales electrocardiográficas son la representación gráfica de las ondas eléctricas del corazón, con estas señales se pueden descubrir muchas enfermedades que una persona puede padecer, por ejemplo alguna de las patologías que se pueden detectar mediante un ECG son las arritmias, miocardiopatías, taquicardias, bradicardias etc. Las distintas curvaturas que se presentan en la señal ECG hacen referencia a las contracciones de distintas zonas del corazón. (Castellano, Perez, & F. Attie, 2004)

El electrocardiograma permite ver las ondas que Einthoven denominó P, Q, R, S, T y U tal como podemos ver la siguiente figura.

Figura. 8 Ondas de una señal ECG.



(Castellano, Pérez, & F. Attie, 2004)

Cada periodo cardiaco es asemejado por un conjunto de ondas llamado complejo QRS, una onda T y una onda p.

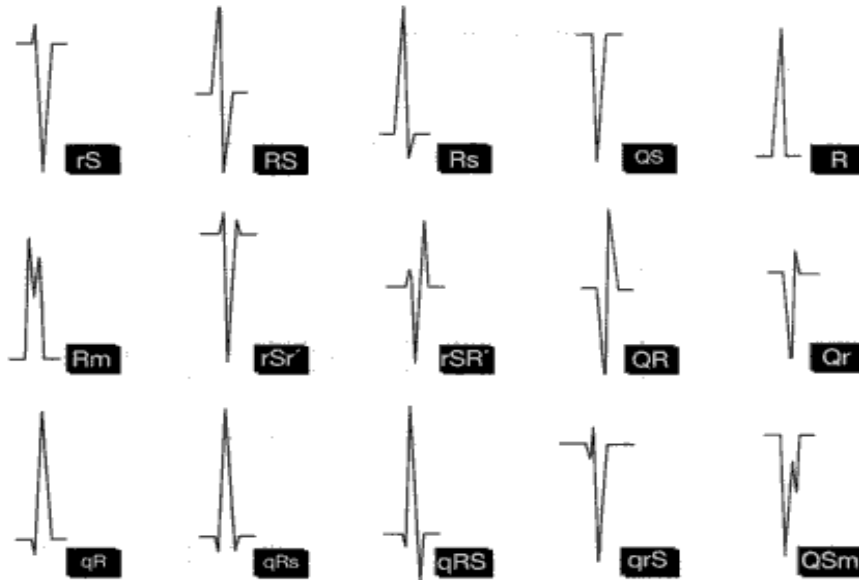
La onda P representa la despolarización de los atrios; el complejo QRS, la despolarización de los ventrículos, y la onda T, la repolarización de los ventrículos, La repolarización atrial no tiene expresión en el electrocardiograma. (Castellano, Perez, & F. Attie, 2004)

Onda P: surge cuando resulta una despolarización de los atrios. Esta tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10 s (2,5mm) y una amplitud máxima de 0.25 mV (2.5mm) en todas las edades. Esta onda es prácticamente positiva en todas sus derivaciones, salvo en la derivación a VR del plano frontal, que es negativa. (Castellano, Perez, & F. Attie, 2004)

Complejo QRS: este complejo está conformado por las ondas Q, R y S que son las ondas que representan la despolarización de los ventrículos, la duración está entre 0.06 y 0.10 s. En este complejo se tienen diferentes morfologías y puede ser predominantemente positivo, negativo o bifásico, con una parte positiva y otra negativa. La denotación del complejo QRS se da según su morfología por lo que se tiene en cuenta los siguientes puntos:

1. La onda inicial positiva que se manifiesta se denomina onda R o r. si existe más de una onda positiva se designa R' o r'.
2. La onda inicial del complejo QRS negativa y que precede a una onda R o r se designa como Q o q.
3. La segunda onda negativa que se manifiesta después de la onda R o r, se describe como S o s.
4. La aparición de cualquier onda que es completamente negativa en el ECG se denota como QS
5. cuando la onda del complejo es reducida es decir es menor a 5 milímetros se denotan con una letra minúscula y cuando estas superan los 5 milímetros se denotan con una letra mayúscula.
6. si existen más de una onda R o S se le asigna a la letra R o S la letra prima (').

Figura. 9 Morfología del complejo QRS



(Castellano, Pérez, & F. Attie, 2004)

Onda T: manifiesta la repolarización de las cavidades del corazón. En el complejo QRS comúnmente se presenta la onda de repolarización auricular, por lo que muchas veces no se puede visualizar eléctricamente. Un diminuto impulso envía células, y éstas se despolarizan. (Castellano, Perez, & F. Attie, 2004)

6.2.4.2 Circuitos de instrumentación.

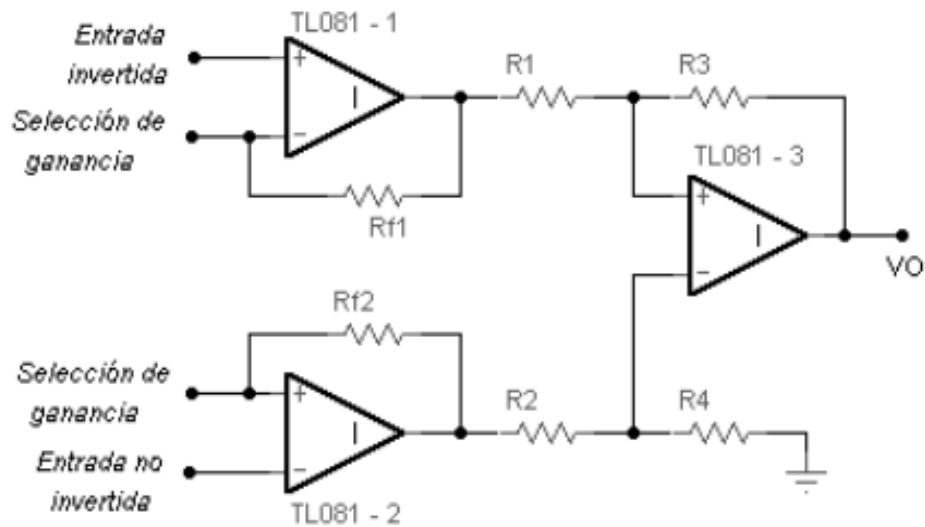
Dado que las señales eléctricas del corazón son muy pequeñas aproximadamente poseen una amplitud de 0.04 milivoltios a 5 milivoltios, por lo que se requieren amplificar, para esto se necesitan los circuitos de amplificación de instrumentación, los cuales están diseñados con varios amplificadores operacionales la cantidad depende del diseño y la precisión que se requiera en el electrocardiógrafo. (Diaz Cruz, Hernandez del Valle, & Weber Nicasio, 2008)

En México el instituto politécnico nacional de la escuela de ingeniería mecánica y eléctrica, diseñó un sistema de adquisición y registro de señales electrocardiográficas (SARSE), allí se implementó un circuito de instrumentación basándose en los siguientes amplificadores operacionales:

El diseñador provee una ecuación (ver ecuacion 1) en la hoja de especificaciones de cada uno de estos circuitos integrados para calcular los valores de resistencia para una ganancia deseada. Estos artefactos tienen un choque a la forma usual, con la diferencia de que el CMRR (Es una especificación de rendimiento de un

componente del circuito electrónico), aumenta la ganancia , ademas de que este posee una elevada impedancia de entrada y bajas alteraciones con la temperatura. (Osorio, 2007) El dispositivo CMRR esta dotado con una entrada que suprime los problemas de descenso que poseen los amplificadores operacionales comunes, una entrada es muy benefica cuando existen cargas elevadas que nesechitan de una alta energia, ademas tiene las mismas características del amplificador operacional, mas la ecuación de la ganancia dada en el datasheet del amplificador y el error en la ecuación de la ganancia tambien proporcionada por el fabricante en el datasheet del amplificador. (Díaz Cruz, Hernández del Valle, & Weber Nicasio, 2008)

Figura. 10 Amplificador de instrumentación



(Díaz Cruz, Hernández del Valle, & Weber Nicasio, 2008)

El voltaje de salida total del amplificador operacional TL081-1 se expresa de la siguiente forma.

Ecuación 1 Voltaje de saturación

$$V_{sat} = \left(1 + \frac{R_{f1}}{R_G}\right) V_{ent1} - \left(\frac{R_{f1}}{R_G}\right) V_{ent2} + V_{em} \dots$$

(Díaz Cruz, Hernández del Valle, & Weber Nicasio, 2008)

Donde el voltaje de saturación de la ecuación 1, depende de los voltaje de entrada V_{ent1} y V_{ent2} y de las resistencias R_F y R_G mostradas en el circuito de la figura 10.

Al aplicar un análisis semejante al amplificador operacional, obteniendo la siguiente expresión.

Entonces, voltaje de entrada diferencial al amplificador operacional TL081-3 es:

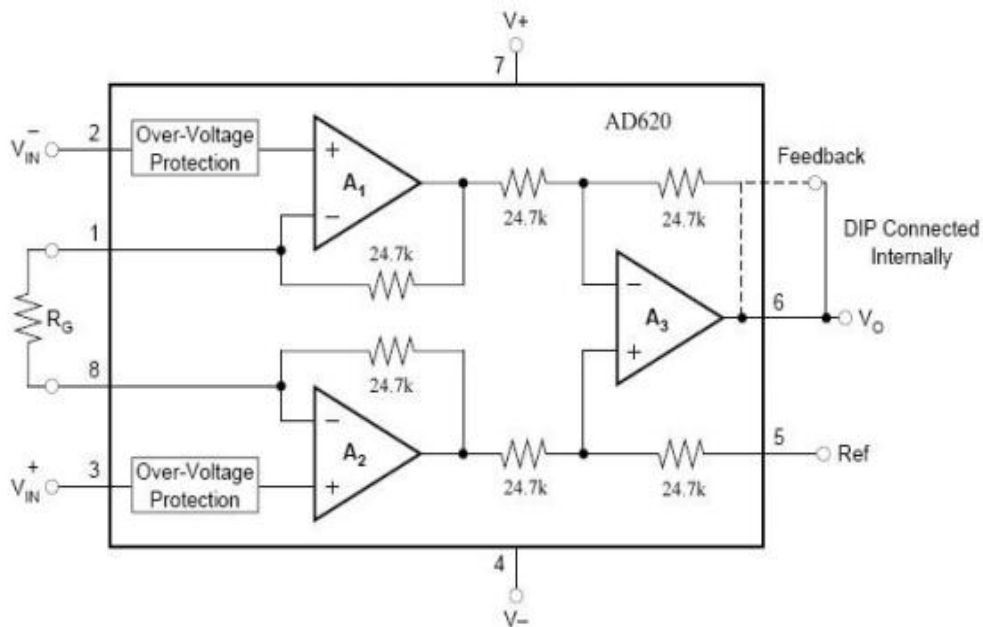
Ecuación 2 voltaje de entrada diferencial.

$$V_{sat2} - V_{sat1} = \left(1 + \frac{R_{f2}}{R_G} + \frac{R_{f1}}{R_G}\right) V_{ent2} - \left(\frac{R_{f2}}{R_G} + 1 + \frac{R_{f1}}{R_G}\right) V_{ent1} + V_{em} - V_{em}$$

(Díaz Cruz, Hernández del Valle, & Weber Nicasio, 2008)

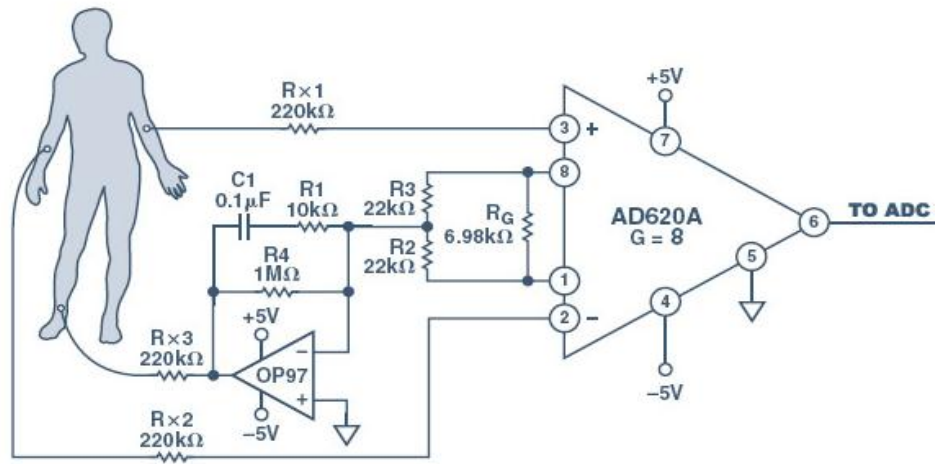
El amplificador operacional a utilizar es el circuito integrado AD620, el cual su funcionamiento es el mismo que los amplificadores anteriormente comentados, puesto que por dentro de su encapsulado esta conformando de varios amplificadores como el circuito anteriormente analizado, en la figura 11 se puede observar la composición interna del AD620.

Figura. 11 Diagrama de conexión interna del circuito integrado AD620



(Díaz Cruz, Hernández del Valle, & Weber Nicasio, 2008)

Figura. 12 ECG Esquemático.



(Asthana, 2008)

6.2.5 Análisis de señales ECG con transformada de Wavelet.

En la universidad El Bosque se realizó un artículo sobre el análisis y visualización de señales electro-cardiográficas utilizando la transformada wavelet. En este artículo se presenta la explicación de un software que se denominó Centrox3, el cual está orientado al análisis de señales mediante el uso de algoritmos computacionales basados en tres tipos de transformadas (la transformada rápida de Fourier, la transformada de ventana corta de Fourier y la transformada Wavelet), para el análisis de señales electrocardiográficas utilizando Matlab 6.5 R13. (Vivas & Torres, 2003)

La transformada continua Wavelet analiza la señal a diferentes bandas de frecuencias con diferentes resoluciones mediante un mapa espectro-temporal conocido como escalograma, que va a proporcionar la distribución de energía de la señal a determinados niveles de escala y a la vez observando el comportamiento de la señal en el tiempo, dando una caracterización completa de este tipo de señales; para esto se emplea un conjunto de funciones Wavelet. Estas herramientas se utilizan para analizar especialmente patologías de fibrilación ventricular, puesto que estas se consideran una falla cardíaca muy maligna que de no tratarse a tiempo, pueden ocasionar la muerte. Esta patología se compara con los ritmos normales para ver sus diferencias en el espectro de energías. (Vivas & Torres, 2003)

La definición de la transformada Wavelet se ve en la ecuación

Ecuación 3 Transformada de Wavelet.

$$C(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w\left(\frac{t-b}{a}\right)dt$$

(Vivas & Torres, 2003)

Dónde:

- $x(t)$, es la función pasa banda centrada alrededor de una frecuencia central (f_0).
- a , es el factor de escala

La escala permite la compresión o la expansión de $x(t)$. A mayor factor de escala se da una compresión en el tiempo, y viceversa. (Vivas & Torres, 2003).

6.2.5.1 Utilización de la Transformada Wavelet en la señal ECG

La Transformada Wavelet es utilizada para examinar señales no estacionarias fundamentándose en la abstracción de la señal sobre una variedad de funciones obtenidas de una única función llamada Wavelet, por medio de escalonamiento y desplazamientos en el tiempo. La transformada Wavelet posee sobre el plano tiempo-frecuencia un dictamen aleatorio de tiempo frecuencia. En la ciencia del procesamiento digital de señales el filtrado de una secuencia de números (señal de entrada) es aventajada por la convolución de la sucesión de otra doctrina de números denominados coeficientes de filtros o respuesta de impulso. (Medina).

Ecuación 4 Secuencia de salida.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k)$$

Si el número de coeficientes del filtro N es finito, el filtro es llamado respuesta al impulso finito (FIR); si el número es infinito, el filtro es llamado impulso infinito (IIR). Dependiendo de la elección de $h(n)$ se puede obtener algún efecto deseado, a menudo quitar ruido o separar la señal. Con la elección del filtro digital se asume la relación de la integral de índice n en la señal $h(n)$ y en algunas ocasiones la secuencia de números, son simplificados por los espacios uniformes de la

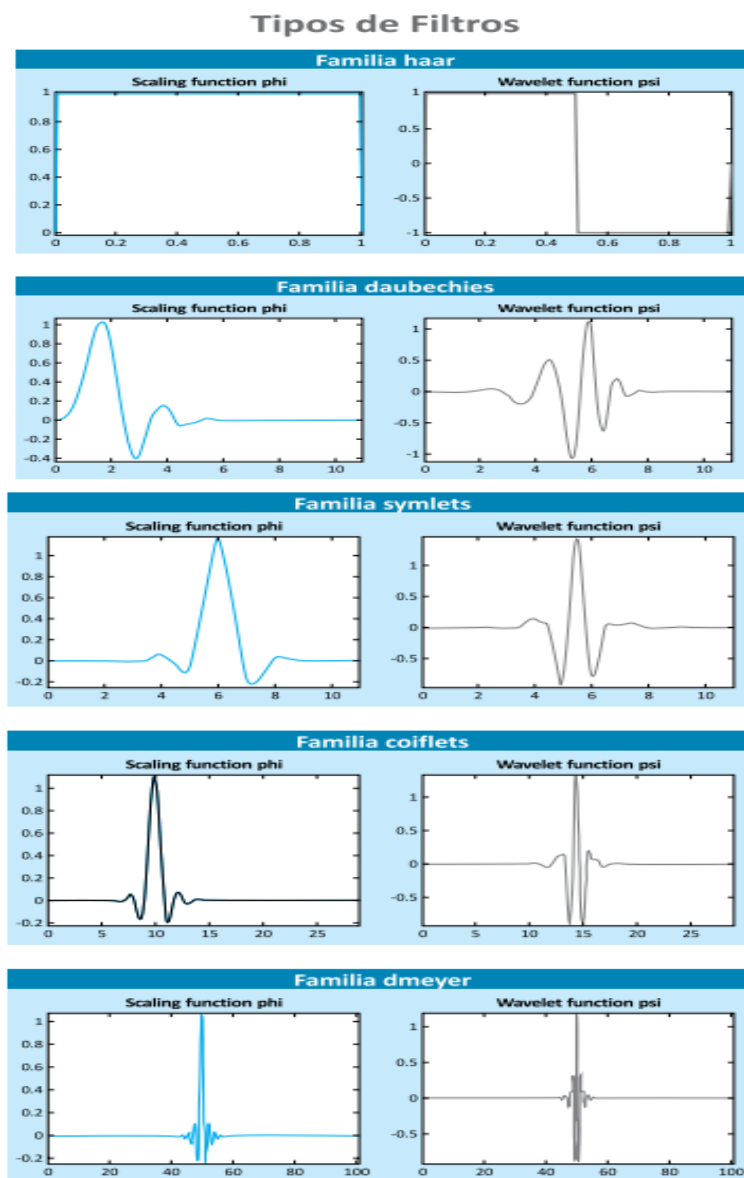
muestra. Dos operaciones básicas de los filtros son el submuestreo y el sobremuestreo. (Medina)

El submuestreo toma una señal $h(n)$ como una entrada y produce una salida de $y(n) = x(2n)$. (Medina)

a) Determinación del filtro

Existen diversos tipos de filtros de la transformada Wavelet. En el Cuadro 1 se observaran los más conocidos. El éxito del filtrado está en encontrarla señal más parecida a la original. (Medina,2005)

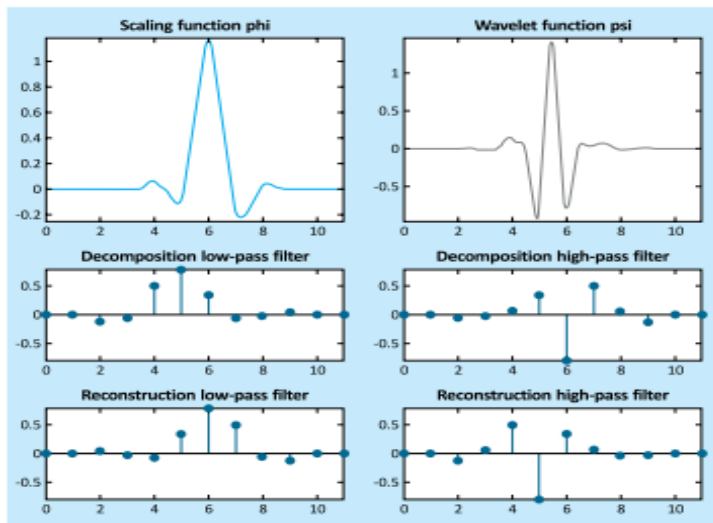
Figura. 13 Filtros wavelet



(Medina, 2005)

El filtro que se determina en estos casos por lo general pertenece a la familia symlets 6 porque, como se observa en la figura 14, posee más características similares con la señal ECG.

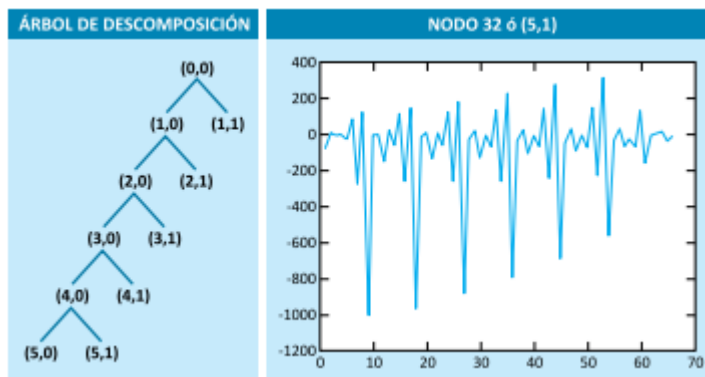
Figura. 14 Filtro de la familia symlets 6



(Medina, 2005)

La transformada discreta de Wavelet en Matlab realiza un árbol de descomposición, el cual depende del nivel del filtro que se haya escogido; para este caso es 6

Figura. 15 Árbol de descomposición

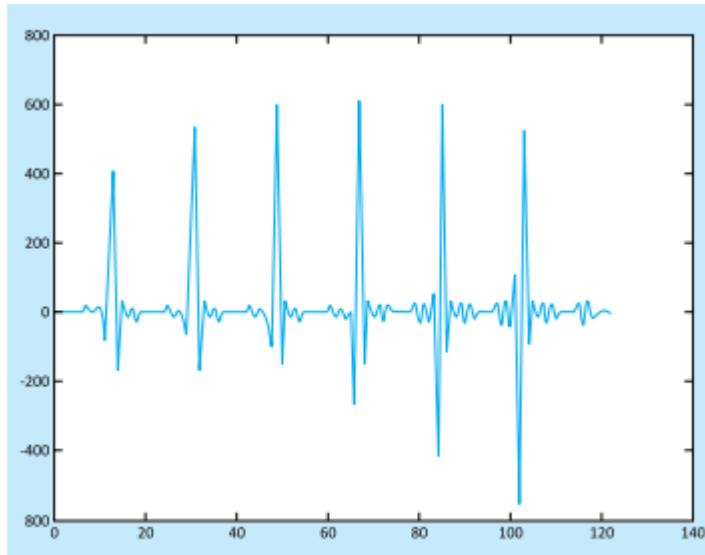


(Medina, 2005)

El siguiente paso a seguir es observar la señal en cada uno de los nodos y determinar la señal con la que se quiere trabajar; la que se escoge es aquella

que tenga características más representativas para el estudio que se desee hacer. Esta corresponde al nodo 16 es decir el 4.1. (Medina)

Figura. 16 Señal del nodo 16 o (4.1)



(Medina)

Los filtros de la transformada Wavelet se pueden estudiar la señal de una forma más óptima, puesto que permite tener en cuenta solo las señales que se encuentran en los nodos de aproximación correspondientes a bajas frecuencias y que por lo general presentan muy poco ruido. (Medina)

La transformada Wavelet, a diferencia de la transformada de Fourier, tiene la posibilidad de realizar simultáneamente un análisis en tiempo y en frecuencia. (Medina)

7. ANTECEDENTES.

Desde los el siglo XIX se ha empleado el seguimiento de pacientes en la medicina a distancia y hoy en día hay ejemplos de dispositivos que fueron creados para la transmisión de resultados de rayos X a través del telégrafo en Australia. Otros métodos de comunicación también se han implementado para el envío de información en diferentes áreas de atención de la salud en el mundo entero. Hoy en día se tienen alusión al uso de sistemas de radiotelegrafía en el año 1920 en los países nórdicos y en Italia para el apoyo marítimo. (HERNANDEZ, 2009)

En 1950 uno de los principales implementaciones usos de la telemedicina se realizó en la Universidad de Nebraska en los Estados Unidos, y radicaba en un circuito cerrado de televisión bidireccional enlazado vía microondas, esto se usó para examinar y evaluar a distancia a pacientes .Otro proyecto precursor utilizó una enlace satelital entre el hospital de Anchorage en Alaska, con otro hospital de Sacramento ubicado en California. (HERNANDEZ, 2009)

Desde el año 1960 las telecomunicaciones, han ido innovando este campo. La Administración Espacial y Aeronáutica Nacional (NASA), ha venido jugando un rol muy significativo en los comienzos del desarrollo del monitoreo a distancia. Los trabajos realizados por la NASA en Telemedicina comenzaron cerca de los años sesenta, cuando el primer hombre decidió ir hacia el espacio. En esta Misión se realizaron monitorios de los estados fisiológicos de la indumentaria de los astronautas espaciales así mismo la nave también fue tele-monitoreada. Estas operaciones han logrado el incremento en comunicaciones satelitales, las cuales fomentaron el acrecentamiento de la telemedicina en el mundo, como así también logro la exploración de nuevos equipos médicos de salud que ya hoy en día se utilizan. (HERNANDEZ, 2009)

Entre los años de 1972 y 1975 se realizó un proyecto que consistía en usar tecnología espacial para contribuir en operaciones médicas en una reserva India en Arizona. Este ofrecía servicio Médico a los Astronautas y a los indios que vivían en la reserva, algunos de estos servicios eran por ejemplo servicios de Rayos X y electrocardiograma. Luego este proyecto fue anclado con los hospitales públicos. (HERNANDEZ, 2009)

Otro proyecto que fue creado es uno que se llamó “Requerimientos de Vídeo para diagnóstico Médico Remoto”. El objetivo principal de este proyecto era explorar el uso de los satélites en la transmisión de señales de vídeo para acrecentar la calidad de las operaciones médicas en Alaska. La llegada de las comunicaciones satelitales a finales de los años sesenta fue muy importante puesto que influyo a

subir el nivel de las ejecuciones en el área de telemedicina logrando la transmisión inalámbrica de imágenes de televisión. (HERNANDEZ, 2009)

Desde el año 1970, el país de Cuba ha venido realizando estudios en la transmisión de señales usando dispositivos como el teléfono, con el objetivo de explorar la posibilidad de mejorar la calidad del diagnóstico, realizando consultas de segundo dictamen, con el propósito de ofrecer una atención ideal a sus habitantes, por esto se ha venido ejecutando en diferentes opciones conforme al desarrollo mundial. (HERNANDEZ, 2009)

En Europa se origina en el año 1980 en el Hospital Universitario de Tromsø (NORUEGA) el uso de la medicina a distancia.

En el año de 1988 la agencia espacial Nasa, inaugura el proyecto Space Bridge, con objetivo de apoyar a la ciudad de Armenia, que en ese tiempo fue devastada por un terremoto. Los enlaces se realizaron empleando videos en una dirección y voz y fax en la dos direcciones entre el Centro Médico de Yereván, y Armenia, y cuatro Hospitales más en los Estados Unidos. (HERNANDEZ, 2009)

Para 1989, se funda en Francia el Instituto Europeo de Telemedicina. (HERNANDEZ, 2009)

Posteriormente se ejecutaron programas de monitoreo a distancia, como proyectos ajenos al entorno hospitalario, estos proyectos fueron apoyados por fondos de empresas del gobierno, con el único propósito de confirmar la viabilidad de utilizar proyectos interactivos de telecomunicaciones para determinar y tratar enfermedades en áreas lejanas a los centros médicos. La mayoría de éstos se ejecutaron en zonas campestres donde no había cobertura de salud. Uno de los proyectos importantes que se realizaron fue el STARPAHC que se ejecutó en la reserva de la tribu Papago. (Edward A. Caceres-Mendes, 2011)

Por otra parte en el año 1994 se realizó el envío de electrocardiogramas, empleando el mismo sistema del teléfono fax para la transmisión de impresos en papel de electrocardiogramas, en este se descubrieron 1568 envíos de información, de las cuales los cardiólogos clasificaron de una elevada calidad, lo que contribuyó a facilitar la interpretación de señales ECG con afianzándolos con una segunda opinión. (EDWARD A. CÁCERES-MÉNDEZ, 2011)

En el año de 1995, la Clínica Mayo coloca en ejecución un enlace estable con el Hospital Real de Ammán, en Jordania. En este se desarrollan consultas todos los días entre varios médicos en diferentes lugares de los Estados Unidos. En este, el médico realizaba su trabajo, como si se tratara de una cita clínica del hospital, a los pacientes. En otras ocasiones, eran interpretaciones de radiografías o problemas dermatológicos que se hacían a distancia. (Miriam Jorge Fernández, 2010)

En 1996. Una empresa privada llamada TELE Rx se ha constituido en España, como una de las primeras empresas en brindar servicios de diagnósticos en tele-radiología. (HERNANDEZ, 2009)

Consecuentemente en el año 2006, se realizaron estudios en el país de Ecuador, para las realizar consultas previas y posoperatorias de los usuarios que pertenecían a programas de monitoreo a distancia, en este se examinaron 74 consultas y 124 pacientes, de los cuales 50 de estos pacientes con requerimientos de cirugía, con los cuales se llevaron a seguimiento posquirúrgico. (EDWARD A. CÁCERES-MÉNDEZ, 2011)

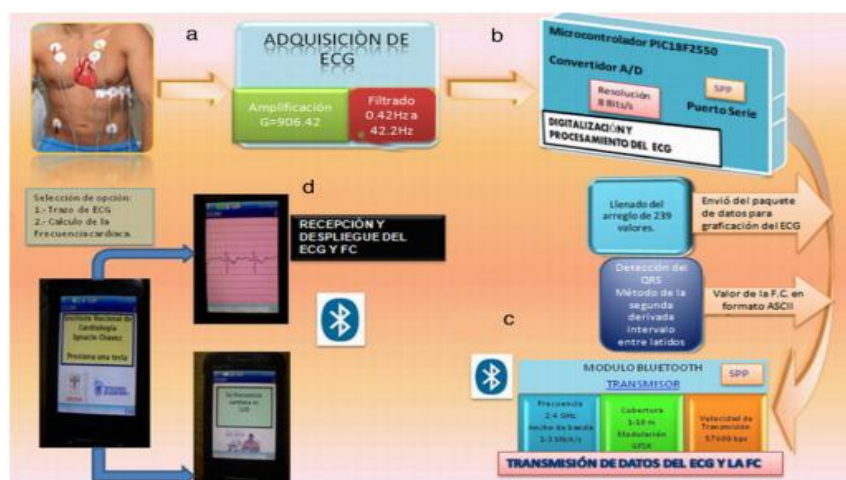
8. ESTADO DEL ARTE

8.1 Sistemas de monitoreo y electrocardiografía a distancia de pacientes.

México cuenta con un Electrocardiógrafo remoto que funciona para el monitoreo a distancia de una gran variedad de pacientes. El objetivo principal de este proyecto es el diseño y la realización de un electroencefalógrafo digital inalámbrico en que funciona en la banda de 2.4 GHz, con cabida máxima de 12 canales, examen médico de hasta cuatro usuarios en línea con una cobertura límite de comunicación de 20 metros; este proyecto se instalará y se acreditara en clínicas para exámenes cardiacos. (Montiel, 2012)

También en México se desarrolló un sistema que monitorea señales de electrocardiografía mediante un teléfono celular con el estándar de comunicación Bluetooth. Este proyecto electrónico portátil es nutrido por una batería de 9 voltios, este usa un ancho de banda que satisface los protocolos internacionales, para el monitoreo de señales electrocardiográficas. La determinación del conjunto QRS se implementó con la función de la segunda derivada, mientras que el software realizado admite transmitir y recibir la información de electrocardiograma empleando la BTS, para visualizarlos en la pantalla del celular. El monitoreo solo tiene una cobertura de hasta 15 metros de distancia. (Becerra Luna, Dávila García, Salgado-Rodríguez, Martínez Memije, & Infante Vázquez, 2012)

Figura. 17 Diagrama a bloques del sistema de monitoreo.



(Becerra Luna, Dávila García, Salgado-Rodríguez, Martínez Memije, & Infante Vázquez, 2012)

En la figura 17 se muestra las diferentes fases que se utilizaron en el desarrollo de este como primera fase se tuvo la Adquisición de señal del ECG en esta se

adquirió la señal del ECG analógica, se requirió básicamente de dos etapas electrónicas: amplificación y filtrado de la señal.

Todo el sistema es nutrido por una batería de 9 voltios, la cual va acoplada a un circuito convertidor de corriente directa.

Este sistema posee un cable para pacientes en la toma del ECG, estos cables son colocados en la persona junto a unos electrodos que capturan la señal cardiaca, que posteriormente pasan a través de las entradas de un amplificador de instrumentación AD620 que fue configurado a una ganancia 20.

En la segunda parte de amplificación del sistema se configuró con una ganancia igual a 50, para obtener una ganancia total de 1000, posteriormente se conecta a un filtro pasa bajos, configurado con una frecuencia de corte en 42.5Hz, que es utilizado para eliminar ruido. (Becerra Luna, Dávila García, Salgado-Rodríguez, Martínez Memije, & Infante Vázquez, 2012)

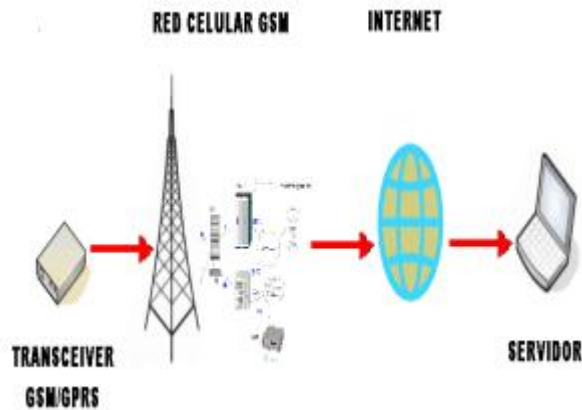
En la siguiente etapa se realizó el proceso de digitalización y procesamiento del ECG. Para este proceso se utilizó el micro-controlador MICRO-CONTROLADOR18F255018, el cual posee con un convertidor análogo/digital de 10 bits de resolución en amplitud, además que cuenta con comunicación serial de bajo consumo de corriente. Seguidamente se tiene una etapa de Transmisión de datos del ECG para la transmisión de los datos de la señal cardiaca hacia el teléfono celular se utilizó un módem BT. (Becerra Luna, Dávila García, Salgado-Rodríguez, Martínez Memije, & Infante Vázquez, 2012). Por último se aplicó la etapa de recepción y despliegue del ECG para la recibir la señal del ECG y, en este se utilizó un teléfono celular marca Nokia el cual fue programado para recibir este tipo de datos. (Becerra Luna, Dávila García, Salgado-Rodríguez, Martínez Memije, & Infante Vázquez, 2012)

En Argentina se ha desarrollado un electrocardiógrafo transtelefónico de 12 canales que consiste en un monitor portátil multiparamétrico, que transmite electrocardiogramas (ECG), presión arterial, oxígeno (O₂), monóxido de carbono (CO₂).

En Francia un Centro Hospitalario Universitario ha creado un telemonitoreo de pacientes en los campos de telerradiología, telepatología, teleneurología, en donde se ha implementado uno de los primeros prontuarios médicos electrónicos, otro proyecto desarrollado sería el del Instituto Europeo de telecirugía, creado en Estrasburgo por la alianza entre Universidad Louis Pasteur, empresas privadas y autoridades locales, lo que lo ha llevado a ser un centro de entrenamiento de una elevada calidad en lo que concierne a cirugía laparoscópica controlada. El Web Surg es una universidad virtual que tiene una gran base de datos en relación con conferencias, videos, encuestas, debates con especialistas y técnicas operatorias. (Cuenca., 2010)

En Ecuador se realizó un sistema de transmisión de señal cardíaca mediante sistema GPRS. Este sistema tiene como objetivo la transmisión de la señal cardíaca través de la red GSM y GPRS sobre un enlace TCP/IP, a el computador personal de un médico especialista que esté conectado al sistema mediante Internet. (Mero, C, Parrales, J. , ;Salamea, M, & Novillo, F)

Figura. 18 Esquema del sistema de transmisión vía GPRS



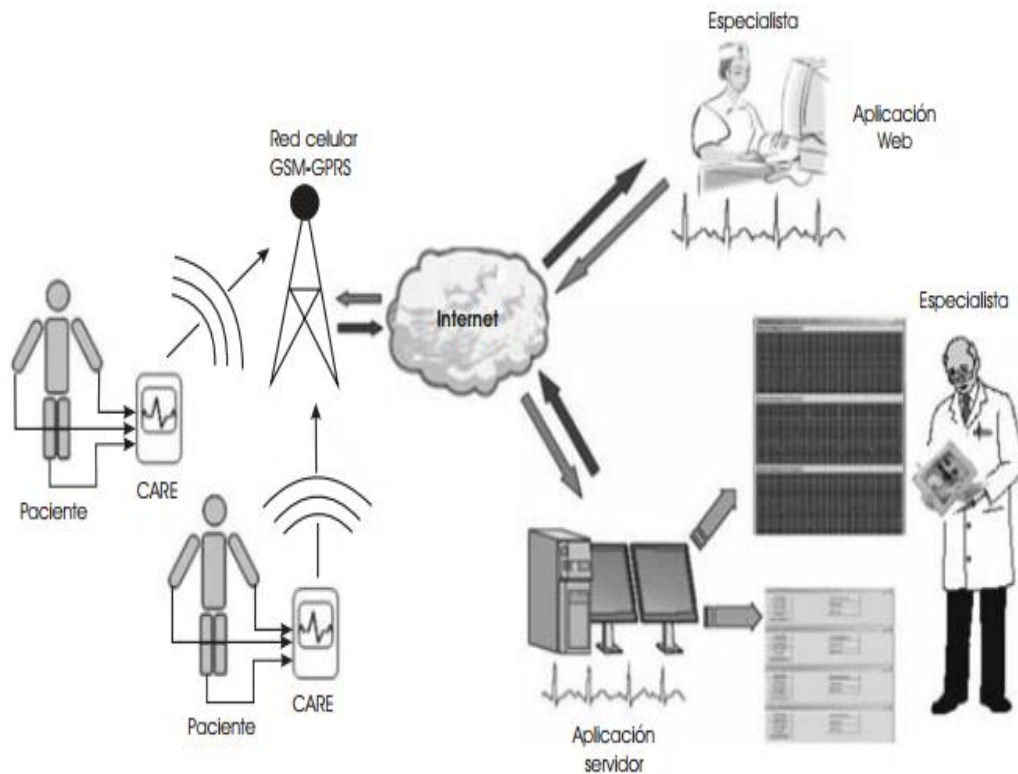
(Mero, C, Parrales, J., Salamea, M, & Novillo, F)

En Colombia el ministerio de tecnología de la información y las comunicaciones Colombia está ejecutando proyectos en el área de telesalud. El Gobierno Nacional a través del Plan TIC junto con la empresa Compartel, han podido enlazar 790 organizaciones prestadoras del servicio de salud en veinte departamentos del país, con la que obtiene un porcentaje cercano al 20% de las empresas prestadores de servicios de salud. Hoy en día, cerca 90 empresas de salud pública junto con Caprecom, ofrecen servicios vinculados con el área de Telemedicina, más específicamente en el área Cuidado Intensivo y medicina básica. (comunicaciones, 2012)

En la universidad nacional desarrollo un proyecto en red que permite mejorar el análisis y la detección de afecciones cardíacas. El sistema admite que en los lugares más lejanos, donde no se no hay cobertura o no se cuenta con médicos especialistas, los pacientes puedan obtener un diagnóstico más imprescindible y oportuno, sin obligación de trasladarse a las ciudades para efectuarse los exámenes. El sistema se fundamenta de manera inalámbrica para realizar seguimientos a la actividad cardíaca en la Red de Telemedicina que la Universidad Caldas ha implementado en el país. (Jiménez, 2012).

En Medellín se ha implementado un sistema de monitoreo a distancia de eventos cardiacos wham el cual es un dispositivo que permite realizar un seguimiento a las funciones eléctrica del corazón mientras el paciente realiza sus actividades cotidianas. El sistema de Tele-Monitoreo fue guiado por el grupo de Dinámica Cardiovascular de la Universidad Pontificia Bolivariana. Como consecuencia de este proyecto se consiguió tener un prototipo funcional, el cual es capaz de guardar datos de los eventos cardiacos en una memoria SD y enviarlos remotamente a un servidor de monitoreo a través de la red GSM-GPRS. (BUSTAMANTE OSORNO, FRANCISCO SÁENZ, AMAYA, & MARIN CORREA, 2008).

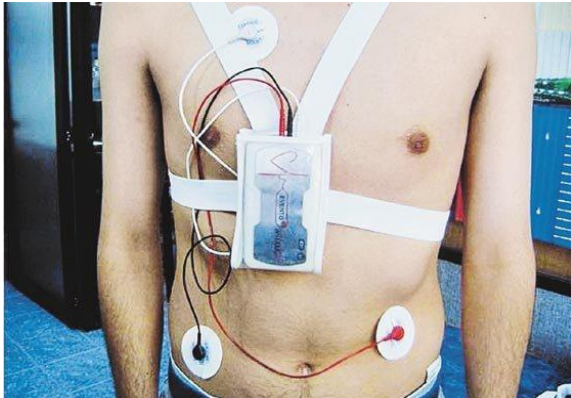
Figura. 19 Esquema del sistema de tele-monitoreo inalámbrico de eventos cardiacos.



(Bustamente Osorno, Francisco Saenz, & Alberto, 2008)

La Universidad Pontificia Bolivariana viene adelantando una investigación sobre un dispositivo de monitoreo cardiaco de bolsillo que funciona vía red celular y se ha probado en 40 pacientes con cardiopatías en la clínica cardiovascular de Medellín. (Avendaño, 2008)

Figura. 20 Monitoreo de arritmias cardiacas inalámbrico.



(Avendaño, 2008)

Actualmente, en la empresa SaludCoop posee 32 puntos con sistemas de monitoreo de usuarios con anomalías cardiacas en 23 departamentos del país, los cuales se apoyan en las clínicas de mayor complejidad para afianzar un total de 52 puntos en el país, implicando mejoramiento de la tecnología que se utiliza para monitoreo de estos pacientes.

8.1.1 Adquisición de la señal cardiaca.

En la universidad tecnológica de Pereira se realizó un trabajo de análisis de la señal cardiaca con transmisión inalámbrica de datos. Donde este proyecto tuvo como objetivo el diseño y la implementación de un prototipo de transmisión vía Radio Frecuencia. Además este prototipo consistió de un electrocardiógrafo portátil con transmisión remota y un dispositivo computacional que se utilizó para el análisis y visualización de la señal receptada de las derivaciones DI, DII y DIII, aplicando el método wavelets para discriminar componentes como el ruido que afectan la señal electrocardiográfica, además que también se emplearon métodos fundamentados en derivadas para sacar las características propias de cada onda cardiaca. (Rojas , Herrera, Acuña O, Muñoz, & Iburguen, 2007)

Para enviar la señal del electrodo hacia el circuito amplificador se utilizaron cables Holter con el que se disminuye la interferencia electromagnética presente en el medio. En este proyecto se implementaron las derivaciones bipolares que se adquieren a partir del triángulo de Einthoven, estos enlaces fueron realizados sobre el cuerpo del paciente para lograr movilidad completa y de esta manera hacer que el dispositivo sea portátil. (Rojas , Herrera, Acuña O, Muñoz, & Iburguen, 2007)

9. METODOLOGIA

Fase 1.

- **Documentar información de circuitos de instrumentación para la captación de señales cardiacas.**

Se investigará los diversos circuitos que existen para la captación de las señales eléctricas del corazón, esto con el fin de escoger el más adecuado para la implementación de la idea de proyecto.

- **Construcción del circuito para la captación de la señal cardiaca**

Luego de haber escogido el circuito para la captación de las señales del corazón, se procederá a la construcción de este, y sus respectivas pruebas de funcionamiento.

Fase 2.

- **Buscar información sobre el funcionamiento de los módulos Xbee.**

Se documentará sobre cómo funcionan estos módulos para hacer transmisiones de señales biomédicas.

- **Adquisición de los módulos XBEE y la tarjeta de programación.**

Se comprara los módulos de transmisión inalámbrica Xbee y la tarjeta con la cual se configuran, para su posterior uso en la implementación del proyecto.

- **Realizar las pruebas de transmisión con los módulos.**
- **implementar la transmisión de la señal cardiaca con los módulos Xbee.**

En esta fase se desarrollara la transmisión de la señal ECG mediante los módulos Xbee. Para la implementación de esta fase se indagará sobre el uso y el funcionamiento de estos módulos, así mismo el modo en el que se transmite y se recibe la información.

Fase 3.

- **Documentar información sobre el procesamiento de señales biomédicas**

Se efectuará una investigación sobre las Técnicas de electrocardiografía, con el fin de conocer e interpretar a fondo las ondas que se presentan las señales ECG

Se indagará sobre los métodos que se utilizan para el procesamiento de las señales del corazón con el fin detectar mediante un análisis en el software de MATLAB patologías como los infartos y las arritmias cardiacas.

- **Procesar la señal ECG mediante la plataforma MATLAB**

Posteriormente de haber determinado el método a utilizar, para el análisis de las patologías escogidas, se indagara información de cómo ingresar la señal ECG al computador para luego ser analizada con el método escogido en el software de MATLAB.

Fase 4.

- **Definir el tipo de alarma a implementar**

En esta etapa se investigará sobre los tipos de alarma que se implementará a la hora de que en el análisis se detecte alguna de las anomalías establecidas.

- **Implementarla interfaz de alarma en MATLAB y en el equipo terminal.**

Se efectuará la implementación de la alarma tanto en el equipo donde se hace el análisis como en lo equipos terminales y se realizará varias pruebas para verificar el funcionamiento de la alarma.

Fase 5.

- **Crear la interfaz de visualización de la señal cardiaca en MATLAB.**

Empleando la transmisión inalámbrica, es necesario diseñar e implementar una interfaz que capaz de tomar la señal cardiaca y la muestre en pantalla con el fin de crear y serie de registro sobre las señales captadas.

Fase 6.

- **Integrar todas las partes del sistema y verificar el funcionamiento de todas ellas en conjunto.**

En esta fase final se realizará una serie de pruebas de todo el sistema integrado para verificar el funcionamiento general del sistema y verificar su funcionamiento.

10. LIMITACIONES Y ALCANCES

Alcances.

Solamente se llegará a la implementación de un prototipo de sistema, el cual consta de un circuito que permita la captación de la señal ECG para después ser transmitidas inalámbricamente con los módulos Xbee hacia un computador, con el cual mediante software de Matlab se realizará un análisis, que dependiendo de este, se generará un estado de alerta y se enviará el resultado del análisis vía correo electrónico, de acuerdo a las patologías establecidas (paros cardiacos y arritmias cardiacas). La base de datos de la señal captada se almacenará y estará solo disponible en el mismo computador donde se hará el análisis de la señal ECG.

Limitaciones

- El proyecto no abarcará el análisis de otras posibles afecciones cardiacas que pueda padecer el paciente diferente a las establecidas (paros cardiacos y arritmias cardiacas). Es decir el sistema de alerta y el de análisis no funcionara si el paciente llega a sufrir otras enfermedades relacionadas con el corazón.
- El diseño no está dado para zonas fuera del ambiente del hogar.
- El estado de alarma solo dependerá del análisis que se le haga a la señal cardiaca con respecto a las dos enfermedades establecidas.
- No está destinado a pacientes críticos o inestables.

11. DESARROLLO

En esta sección se especifica los métodos y aplicaciones para la solución de cada uno de los objetivos propuestos. Inicialmente se principió con la elaboración del circuito de adquisición de la señal cardiaca del paciente.

11.1 CIRCUITO DE ADQUISICION DE SEÑAL ECG.

Las señales ECG (electrocardiográficas), son señales bioeléctricas que produce el corazón, estas son de una intensidad de voltaje muy baja, aproximadamente estas tiene una amplitud de 0.04 milivoltios a 5 milivoltios, lo que resulta complicado medir estas señales. Hoy en día todos los equipos médicos que se utilizan para captar estas señales, emplean amplificadores de instrumentación, con el cual se puede amplificar la señal del corazón de baja intensidad a valores de voltaje muchos más elevados y así lograr medir y analizar estas señales.

En este apartado se fundamenta, el diagrama de bloques presentado en la figura 21, en la cual se establece las diferentes etapas funcionales, del circuito general diseñado para la captación de la señal cardiaca, que se muestra en la figura 22.

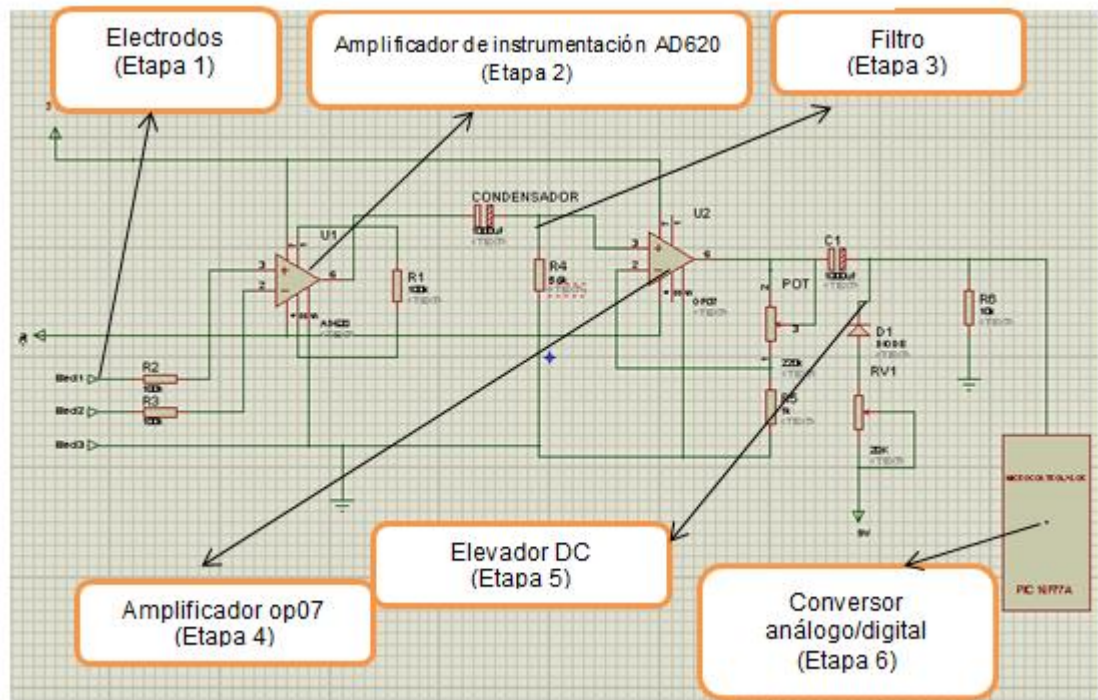
Figura. 21 Diagrama de bloques para la adquisición de la señal cardiaca.



En el diagrama de bloques, se puede apreciar directamente, cada una de las fases que se contempló para el diseño del circuito de la captación de la señal ECG, en la figura 22, se exhibe el diseño esquemático, del circuito, junto a cada una de las etapas presentadas en el diagrama de bloques de la figura 21. Cabe resaltar que el diseño se elaboró en el software de proteus, específicamente en su extensión de ISIS, (Intelligent Schematic Input System), el cual es un sistema de enrutado de

esquemas inteligente que admite esquematizar el plano eléctrico del circuito que se apetece implementar, junto con sus diferentes componentes.

Figura. 22 Diseño del circuito general de adquisición de la señal cardiaca



(Autor, 2013)

Cabe destacar, que la imagen mostrada en la figura 22, es el circuito implementado, para el desarrollo del primer objetivo del proyecto, con lo que retomando el diagrama de bloques de la figura 21, se especificará el desarrollo y diseño de cada una de estas etapas.

11.1.1 Electrodo.

Las pulsaciones eléctricas del corazón se pueden captar desde la parte exterior del cuerpo humano, a través de la piel de una persona, esto se logra a partir de un elemento llamado electrodo el cual es capaz de captar la señal del corazón cuando se encuentran adheridos a la piel. Para la ejecución de esta primera parte se utilizaron electrodos adhesivos colocados en las siguientes partes del cuerpo.

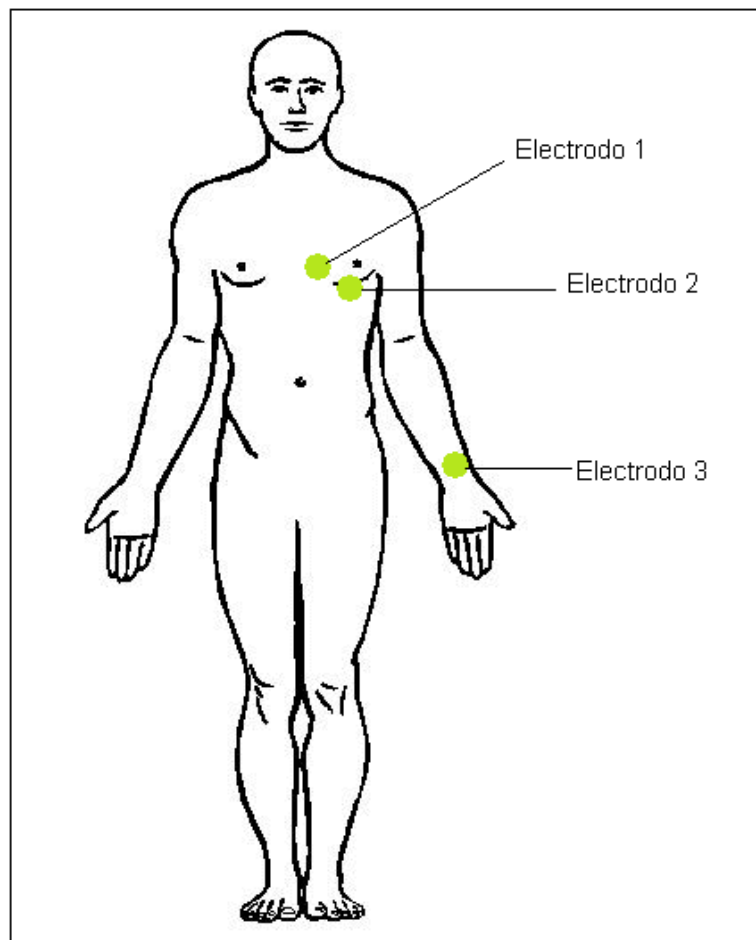
Ubicación electrodos:

- **Electrodo 1:** En el área intercostal y el borde izquierdo del esternón.

- **Electrodo 2:** En el área intercostal en la línea media claviclar, la cual es la línea imaginaria que va desde el punto medio de la clavícula bajando por el esternón.
- **Electrodo 3:** En el brazo izquierdo, evitando prominencias óseas.

En la figura 23 se muestra la ubicación exacta de los electrodos utilizados para la captación de la señal cardíaca. Esta posición de los electrodos se denomina derivación precordial, puesto que la mayoría de los electrodos están ubicados en la parte del tórax del paciente.

Figura. 23 Ubicación Electrodos



(CEARTEE, 2009)

En la figura 24, podemos apreciar el tipo de electrodos, que se utilizaron para la captura de la señal cardíaca. Aquí podemos ver en la parte izquierda de la

imagen la zona del electrodo que va adherida a la piel del paciente, y a la parte derecha se observa la zona que va conectada a los cables que conducen al amplificador de instrumentación.

Figura. 24 Electrodo adhesivos desechables



11.1.2 Amplificador de instrumentación.

Para el desarrollo del circuito de instrumentación, se utilizó el amplificador AD620, el cual es un circuito integrado de baja potencia, este integrado generalmente es utilizado para la amplificación de señales cardíaca. El integrado AD620 se escogió debido a las características que posee.

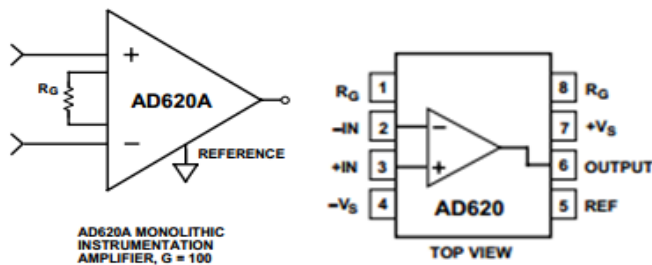
Características del AD620

- Ancho de banda de 120 KHz
- Ganancia de 1 a 10,000
- Alimentación de $\pm 2.3\text{v}$ a $\pm 18\text{v}$
- Bajo ruido
- 15us tiempo de resolución a 0.001%

Dado que los circuitos hechos a base de silicio, son muy frágiles y susceptibles a diferentes ambientes, como por ejemplo el polvo o gotas de agua, etc. Este tipo de ambientes afecta el funcionamiento de estos circuitos. Para atacar este problema, el circuito AD620 se encuentra protegido por un encapsulado y una distribución de pines tal como se puede apreciar en la figura 25.

Es de vital importancia conocer tanto la parte física como la parte esquemática para realizar de forma correcta y apropiada las configuraciones del amplificador AD620.

Figura. 25 Esquema y encapsulado AD620



(Datasheet AD620, 1999)

La ganancia de un circuito amplificador es igual al cociente entre la señal de salida y la de entrada, es decir la ganancia es la que determina, en este caso, cuanto será el número de veces que la señal ECG será amplificada por el circuito AD620.

La ganancia del amplificador AD620 está dada por la ecuación 5:

Ecuación 5 Ganancia AD620.

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{Rg} + 1$$

La ganancia implementada, con una resistencia de 1 K Ω , reemplazando el valor de Rg en la ecuación 5 da que la ganancia en la ecuación 6 queda de la siguiente manera:

Ecuación 6 Ganancia implementada.

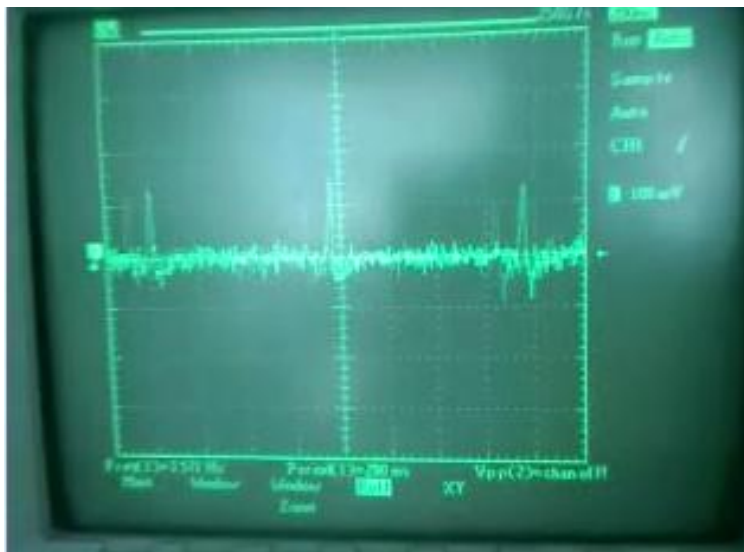
$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{1000\Omega} + 1$$

Obteniendo la ganancia de:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{1000\Omega} + 1 = 50.4$$

Con el factor de ganancia obtenido de la ecuación 6 se puede ver la señal del corazón en el osciloscopio en el orden de los milivoltios , puesto que con este valor se está amplificando la señal 50 veces, es decir si se tiene una señal de 5 milivoltios al pasar por el amplificador se tendría una señal con un valor de 250 milivoltios en este caso se puede observar en la figura 26, donde se obtuvo una señal con un valor máximo de 120mv en la onda R, se puede observar que la señal captada posee ruido por lo que se tendrá que realizar un filtro para eliminar este de la señal y así tener una señal más limpia de ruido y realizar un análisis más eficaz

Figura. 26 Señal cardiaca obtenida con amplificador AD620



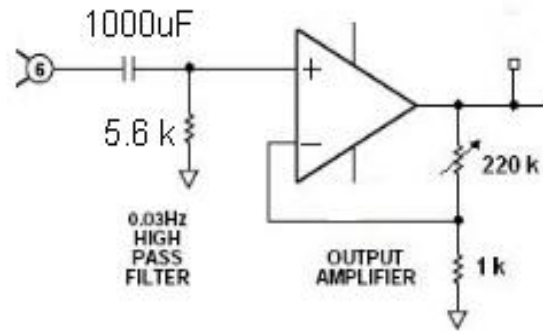
11.1.3 Filtro pasa altos.

Luego de terminar la segunda fase se procedió a la implementación de un filtro pasa altos, la cual es la tercera etapa del diagrama de bloque de la figura 21.

Un filtro es un tipo de circuito análogo que admite el paso de señales eléctricas a un conjunto de frecuencias determinadas e impide el paso de las señales que no están en este conjunto de frecuencias. (Ibarra & Raúl, 1999)

Más concretamente los filtros pasa altos son aquellos que únicamente dejan pasar señales con frecuencias mayores a la frecuencia de corte establecida por el diseñador. (Ibarra & Raúl, 1999); En este caso la frecuencia de corte fue de 0.03 HZ. El filtro implementado para el proyecto es un filtro pasa alto, tal como se puede apreciar en la figura 27. Este se implementó con el fin de reducir el ruido presente en las señales captadas, por lo que para la eliminación de este se estableció una frecuencia de corte en 0.03Hz.

Figura. 27 Filtro pasa altos.



La ecuación de frecuencia de corte está dada por la ecuación 7 de donde R es la resistencia de 5600 ohmios y C el valor de condensador que en este caso fue de 1000µF:

Ecuación 7 Frecuencia de corte.

$$f_c = \frac{1}{(2\pi * R * C)}$$

Para la solución de la ecuación 7, se desarrolló la ecuación 8 donde se establecen ya el valor de los componentes para lograr establecer la frecuencia de corte fijada anteriormente en 0.03Hz. En la ecuación 8 se observa que con los componentes establecidos la frecuencia de corte nos da 0.028 el cual es un valor muy cercano a la que se fijó, por lo que se decidió tomar este valor como nueva frecuencia de corte.

Ecuación 8 Frecuencia de corte desarrollada.

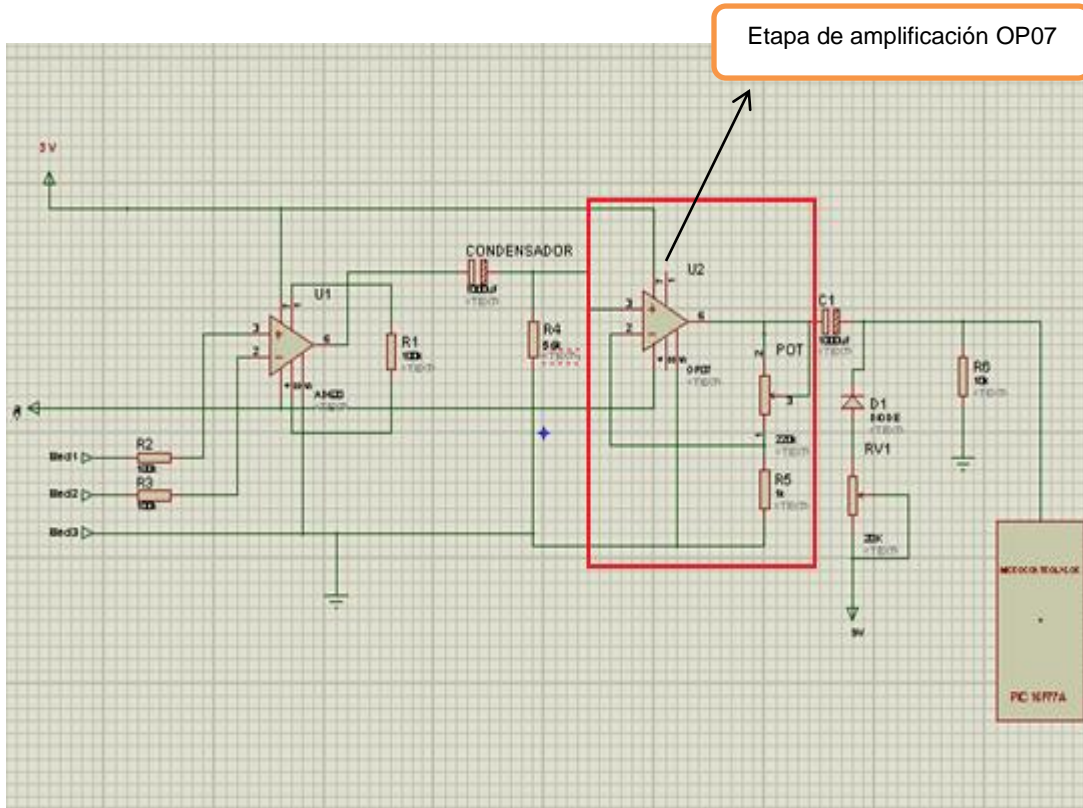
$$f_c = \frac{1}{(2\pi * 5600\Omega * 1000^{-6} F)} = f_c = 0.028 \text{ Hz}$$

11.1.4 Amplificador OP07

En la cuarta etapa del diagrama de bloques se implementó una segunda amplificación, que se desarrolló con el circuito integrado OP07. En esta parte se optó por realizar una segunda etapa de amplificación con el circuito integrado OP07, esto con el fin de tener una señal ECG con valores más grandes a la que nos proporciona el AD620 para así posteriormente analizar la señal y dar valores

que oscilen entre 0 y 5 voltios para su digitalización con un micro-controlador que realiza la conversión análoga digital en este rango de voltajes. En la figura 28 se puede apreciar la configuración del amplificador OP07 implementada en el circuito general de la captación de la señal ECG.

Figura. 28 Etapa de amplificación con integrado OP07.



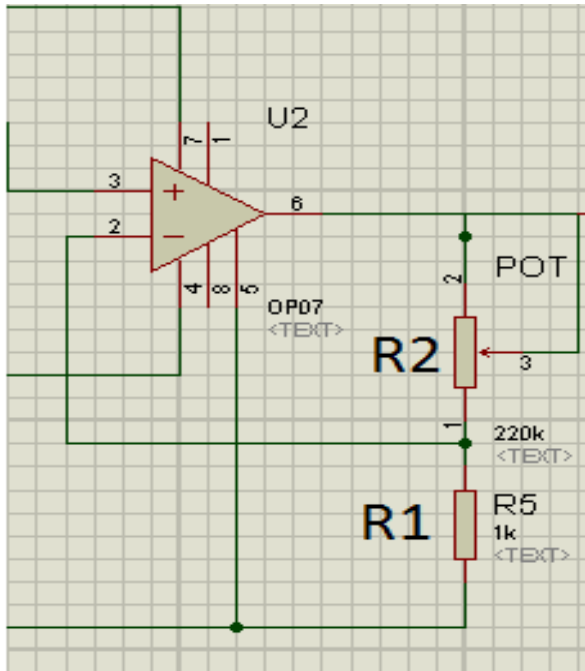
La configuración para la ganancia que nos proporciona el integrado OP07 está dada por la ecuación 9:

Ecuación 9 Ganancia OP07.

$$G = \frac{R2}{R1}$$

De donde R2 y R1 son las resistencias representadas en la figura 29

Figura. 29 Etapa de amplificación con R2 y R1.



Con los valores de $R2= 10k$ y $R1= 1K$, de la ecuación 9, se desarrolló la ecuación 10 obteniendo así, la ganancia de un valor igual a 10, cabe resaltar que el valor la resistencia R2 se reemplazó por un trimmer con el fin de adecuar la seña ECG a valores de voltajes que estén entre 0 y 5 voltios de amplitud:

Ecuación 10 Ganancia OP07.

$$G = \frac{10 \text{ k}\Omega}{1\text{K}\Omega}$$

$$G = 10$$

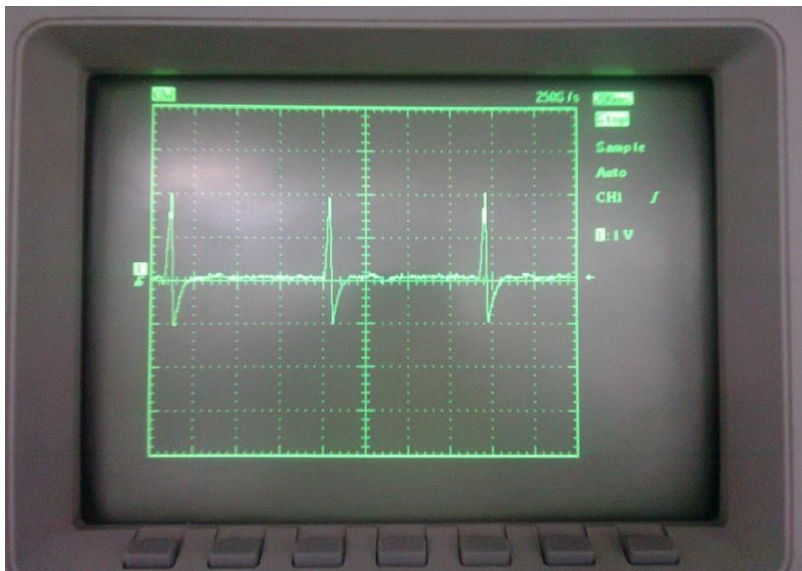
Con esta ganancia se deduce que si tiene una señal de 5 mili voltios que es voltaje máximo de una señal ECG, al pasar por la amplificación del AD620 que tiene una ganancia de 50 y luego por la amplificación del OP07 que posee una ganancia de 10 obtendremos un señal de 2.5 voltios, tal y como se aprecia en la ecuación 11.

Ecuación 11 Amplificación total de la señal ECG

$$(5 \text{ milivoltios}) * (50) * (10) = 2.5 \text{ voltios}$$

Con esto el valor máximo de la señal amplificada va a tener un voltaje de 2.5 voltios. Como se puede ver en la figura 30 la señal cardiaca está amplificada a 3 voltios, pero esto es debido a que se ajustó este valor mediante el trimmer, aquí también se observa que la señal luego de pasar por el filtro, no posee ruido. En esta fase cabe resaltar que la señal ECG se ajustó a 3 voltios de amplitud puesto que este valor varía en cada persona, y este puede ser mayor o menor, y la idea es que la señal no supere los 5 voltios, puesto que el conversor análogo/digital se dañaría.

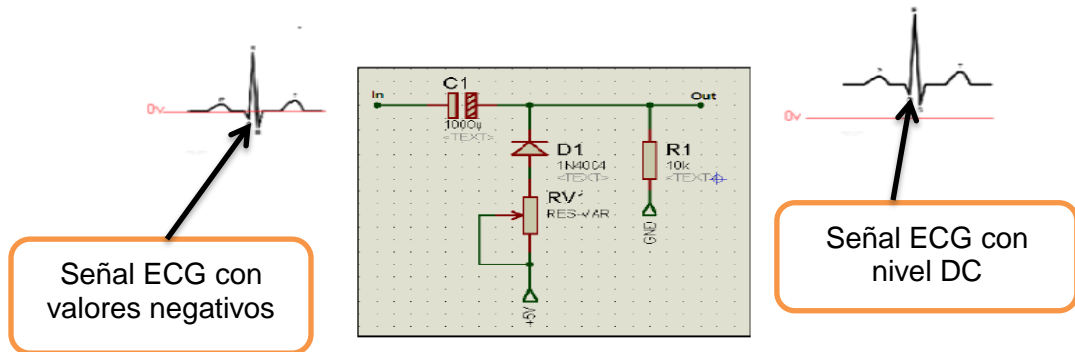
Figura. 30 Señal ECG amplificada.



11.1.5 Elevador DC

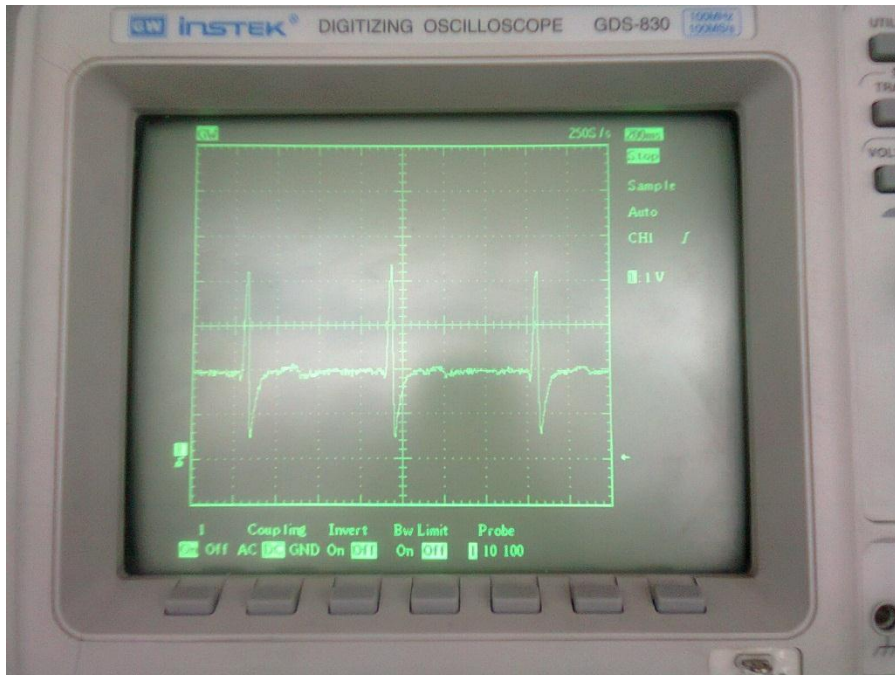
Pasamos a la quinta etapa que trata del elevador de nivel DC. El circuito elevador de nivel DC se realizó con el fin de llevar la señal cardiaca a niveles positivos, puesto que esta posee niveles de voltaje negativos y al momento de digitalizar la señal con el micro controlador, estos valores negativos podrían hacer que el micro controlador se dañara, para evitar esto se implementó el circuito de la figura 31. En esta se observa que la señal de entrada tiene valores negativos, pero que luego de pasar por el circuito la señal ya no posee los valores negativos, debido a que el circuito elevador de nivel DC, le suma voltajes positivos a la señal para dejarla totalmente positiva

Figura. 31 Elevador nivel DC.



Esta configuración está basada en un sumador, que posee una fuente de 5 voltios, esta entrada es el valor de voltaje positivo que se le sumara a la señal ECG para tenerla completamente positiva, este voltaje es regulado mediante un trimmer para darle el valor necesario y volverla totalmente positiva y así lograr eliminar los voltajes negativos, que posee esta señal en las ondas S y Q. como se puede observar en la figura 32. A la señal ECG se le dio un nivel DC, tal que la referencia de la señal ya no es 0 si no 2 voltios.

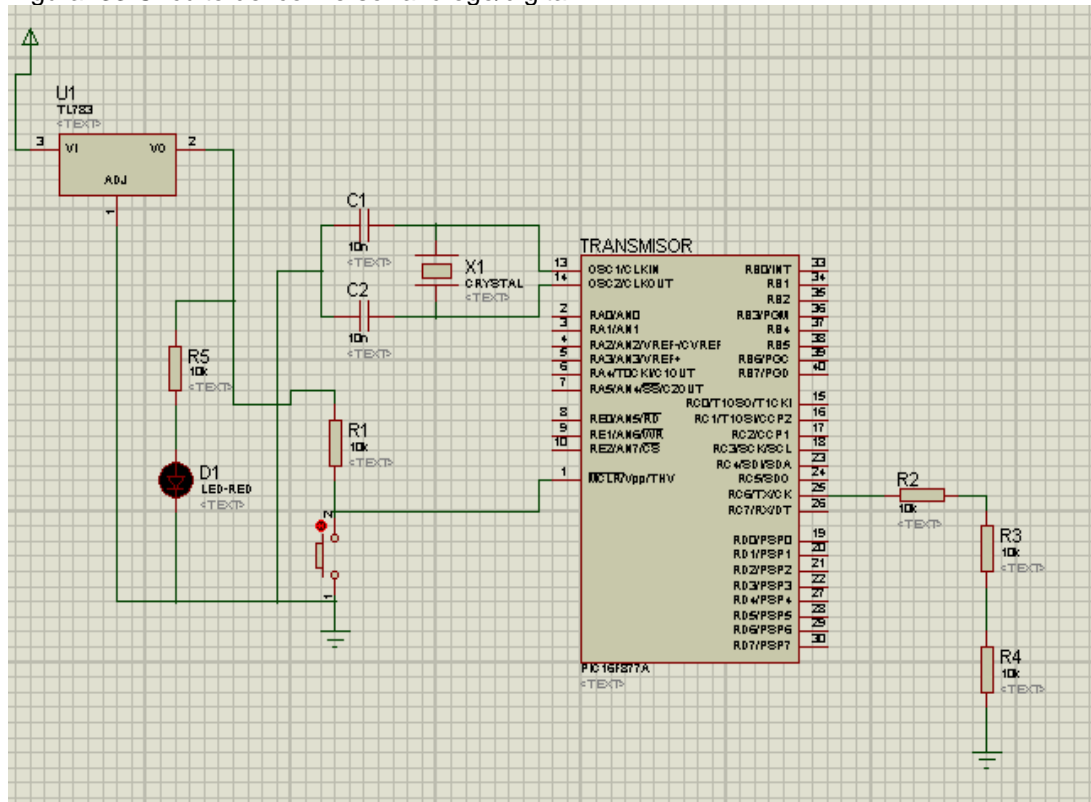
Figura. 32 Señal ECG con nivel DC



11.1.6 Conversor análogo digital

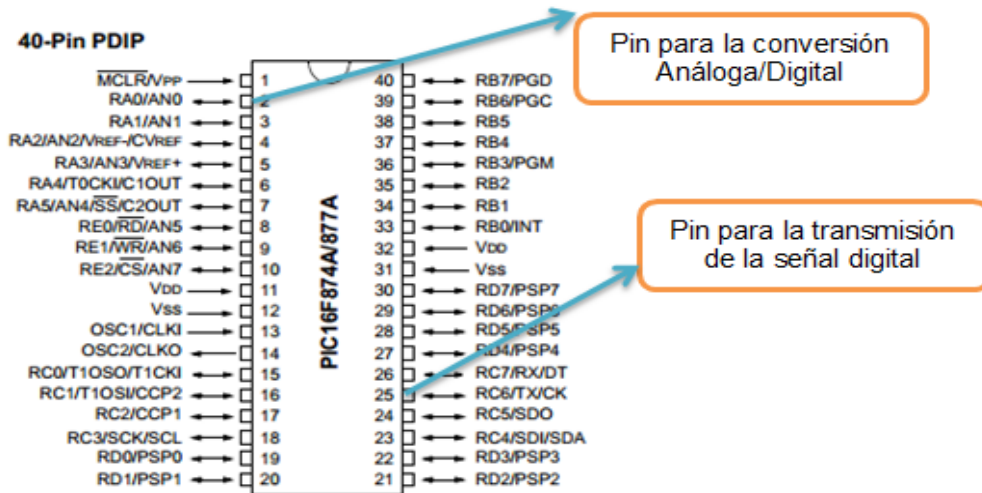
En la última etapa del diagrama de bloques, encontramos la sección de conversión análoga digital. Esta fase se realiza con el fin de digitalizar la señal cardiaca para poder ser analizada en el computador y también para ser transmitida inalámbricamente con los módulos Xbee. En la figura 33 se muestra el diseño del conversor análogo/digital desarrollado en el software de proteus, en este se presenta la configuración del circuito para el correcto funcionamiento del micro-controlador 16f877A, el cual es el dispositivo encargado de realizar la conversión análoga digital.

Figura. 33 Circuito del conversor análogo/digital.



Para el uso del conversor Análogo/Digital del micro-controlador 16F877A se utiliza el pin 2, el cual es el utilizado para la captación de la señal analógica, este se denomina RA0/AN0. Mediante este el micro-controlador capta la señal que va a convertir a digital, y es en este a donde la señal ECG va a llegar para ser convertida a digital. La distribución de pines del micro-controlador 16F877A está representada en la figura 34 allí se resalta el pin que se utiliza para conversión análogo/digital.

Figura. 34 Distribución de pines 16F877a



(Microchip Technology Inc, 2013)

Otro de los aspectos importantes del conversor análogo/digital es la resolución. Esta es la cantidad de bits con la que se va a representar cada valor de voltaje muestreado de la señal ECG. Así la resolución del conversor queda determinada por la cantidad de bits que representan el resultado de la conversión. El micro-controlador 16F877A, cuenta con una resolución de muestreo de 8 bits, donde está dada por la ecuación 12, mediante esta ecuación se puede hallar la representación en binario de los voltajes captados por el convertidor, donde V_{in} es el voltaje de entrada y n el número de bits del convertidor.

Ecuación 12 Resolución micro-controlador 16F877A

$$Resolucion = \frac{V_{in}}{2^n - 1}$$

Como el valor máximo de nuestra señal ECG es no mayor a 5 voltios, entonces el valor máximo de conversión que va a realizar el micro-controlador va a ser 5 V con lo que con este voltaje podemos tener una resolución de 0.0196 voltios tal y como se observa en la ecuación 13.

Ecuación 13 Resolución de voltaje del micro-controlador 16F877A

$$Resolucion = \frac{5V}{2^8 - 1} = 0.0196$$

Así el valor de voltaje capturado por el micro-controlador sería representado en binario, tal y como se puede apreciar en la ecuaciones 14,15 y 16 donde se representa el valor en binario para los voltajes de 5, 4.5 y 0 voltios

Para 5 voltios:

Ecuación 14 Representación binaria para 5v

$$\frac{5V}{0.0196} = 255$$

Dando una representación en bits de: 11111111

Ecuación 15 Representación binaria para 4.5v

$$\frac{4.5V}{0.0196} = 229$$

Dando una representación en bits de: 11100101

Para 0 voltios:

Ecuación 16 Representación binaria para 0v

$$\frac{0V}{0.0196} = 0$$

Dando una representación en bits de: 00000000

Las ecuaciones 14, 15 y 16 se aplican igualmente para el resto de valores capturados por el micro-controlador. Cabe destacar que el tiempo de adquisición de cada conversión está dada aproximadamente, por cada 20uS. En la figura 35 se muestra el funcionamiento general del conversor análogo digital. Como primera instancia se tiene la entrada de la señal ECG la cual es capturada y convertida a digital en datos binarios de 8 bits, posteriormente estos datos son transmitidos por el puerto USART de forma serial por el pin25 del micro-controlador16F877A, y son enviados al módulo Xbee transmisor.

Figura. 35 Esquema general conversor análogo/digital

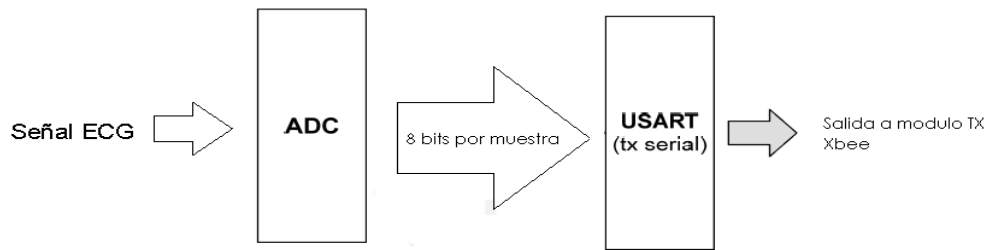
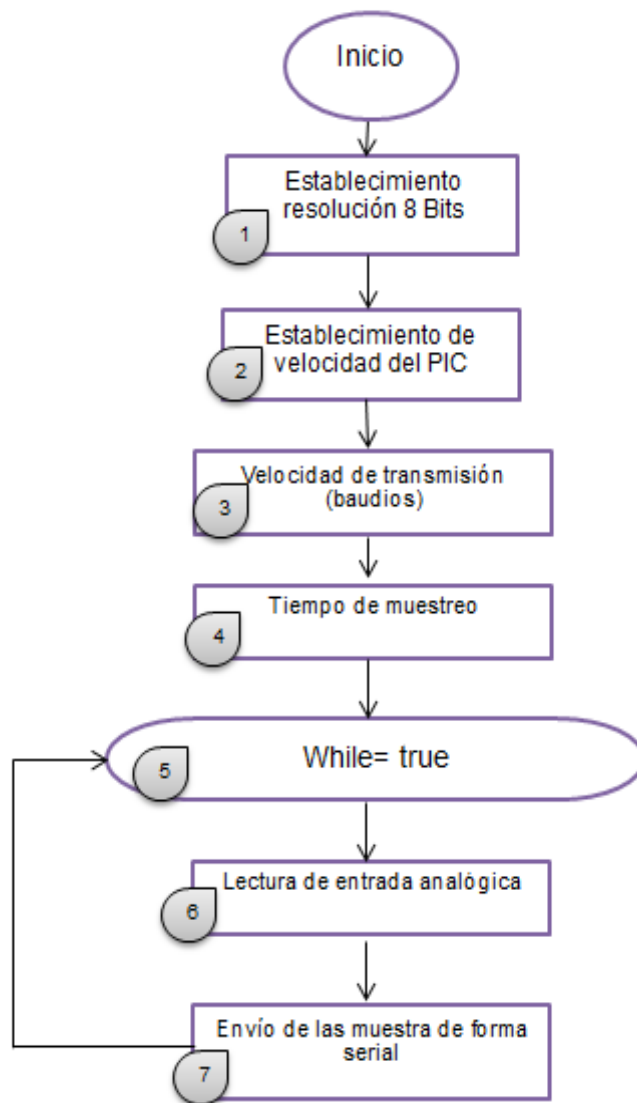


Figura. 36 Programación micro-controlador16F877A en lenguaje C



En la figura 36. Se muestra el código de programación del micro-controlador conversor análogo/digital, en la programación se establecen parámetros como por ejemplo el tiempo de muestreo, la velocidad de transmisión de los datos, la velocidad del oscilador con que trabaja el micro-controlador 16F877A, y la resolución de bits del micro-controlador entre otros parámetros. La programación del micro-controlador se realizó mediante el programa PCW, en el cual el lenguaje de programación que se maneja es el lenguaje C. El siguiente diagrama de flujos de la figura 36, muestra el funcionamiento del programa realizado en lenguaje C para la conversión análoga digital.

Como primera instancia en el diagrama de flujo presentado en la figura 36, se inicia con el bloque 1, en este bloque se establece la resolución de bits que posee el micro-controlador, en este caso el micro-controlador 16F877A se programó para trabajar con una resolución de 8 Bits, tal como se especificó anteriormente en la página 72, esta resolución, es la cantidad de bits con la que se va a representar cada valor de voltaje muestreado de la señal ECG.

Seguidamente, en el bloque 2 se establece la velocidad a la que trabaja el micro-controlador, esta velocidad está dada, dependiendo del oscilador de cristal que use el micro-controlador, en este caso es de 4 MHz. En el bloque 3, se establece el parámetro de la velocidad de transmisión a la que se van a enviar los datos a transmitir son lo que resulten de la conversión análoga/digital. La velocidad escogida para este fue de 9600 baudios, aquí también se especifican los pines de transmisión y recepción por los que se van a enviar los datos

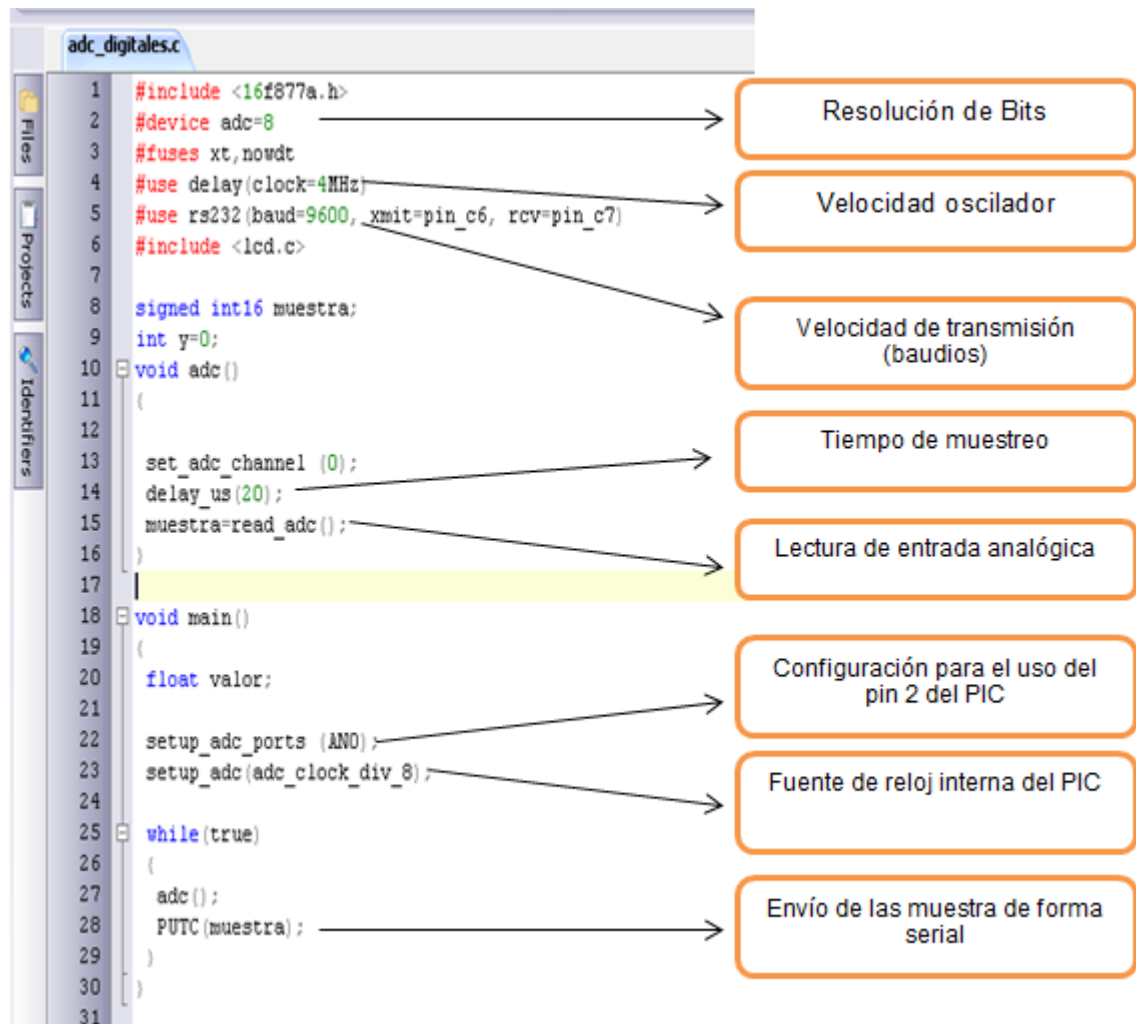
En el bloque 4, se establece el tiempo de muestreo que utiliza el micro-controlador para la conversión análoga digital. El tiempo de muestreo depende del micro-controlador utilizado, este tiempo viene dado en el datasheet, para el micro-controlador 16F877A el tiempo de muestreo es de cada 20 microsegundos.

En el bloque 5, se realiza un ciclo de ejecución infinito, este ciclo se implementó con un WHILE, de tal forma que este permita que la conversión análoga/digital, se realice constantemente, puesto que el sistema necesita, que la señal ECG siempre se esté monitoreando por lo que el micro-controlador debe estar siempre, capturando la señal análoga ECG y convirtiéndola a digital.

En el bloque 6, se programa el micro-controlador para que realice la adquisición de la señal ECG análoga y ejecute el proceso de conversión a digital, posteriormente en el bloque 7, se envía la información del resultado de la conversión análoga/digital, mediante el pin de transmisión del micro-controlador, esta información digital va a enviarse al módulo Xbee encargado de la transmitir inalámbricamente esta información. En la figura 37, se muestra el código

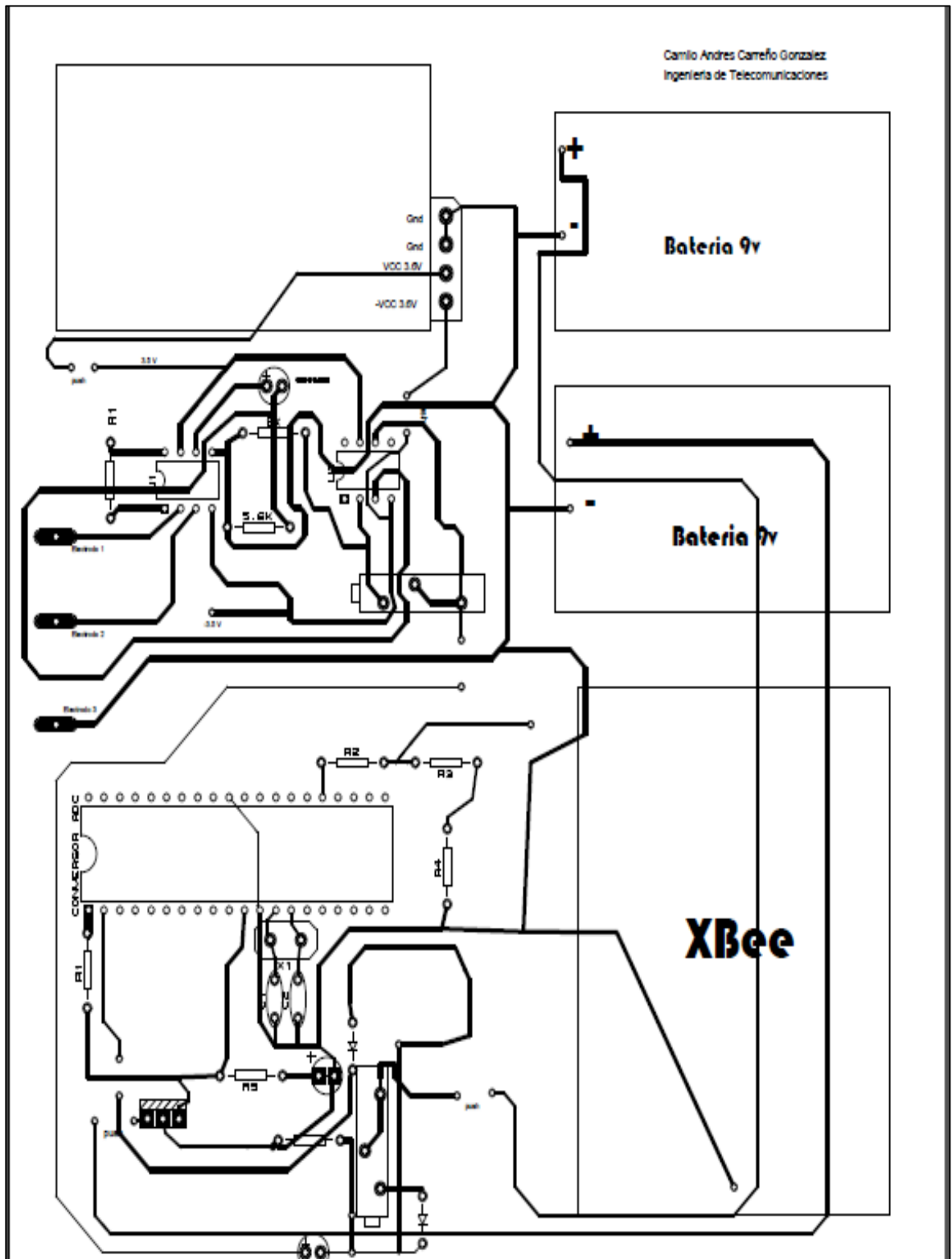
programado en el micro-controlador, allí se especifica cada una de la partes funcionales de las que se comentó en el diagrama de flujos.

Figura. 37 Programación MICRO-CONTROLADOR16F877A en lenguaje C



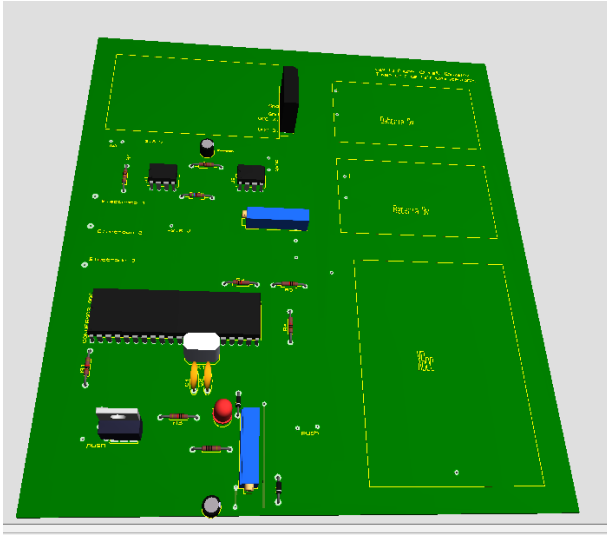
Como parte final, se implementó la placa del circuito impreso en baquela, el cual consistió en la elaboración del PCB (printed circuit board) del circuito general que captura la señal cardiaca. Este se diseñó el software de ARES. En la figura 38 se muestra el diseño del circuito impreso (PCB). En la que se manifiesta toda interconexión de los circuitos que conforman el circuito general que captura señal cardiaca.

Figura. 38 Circuito PCB diseñado en ARES profesional.



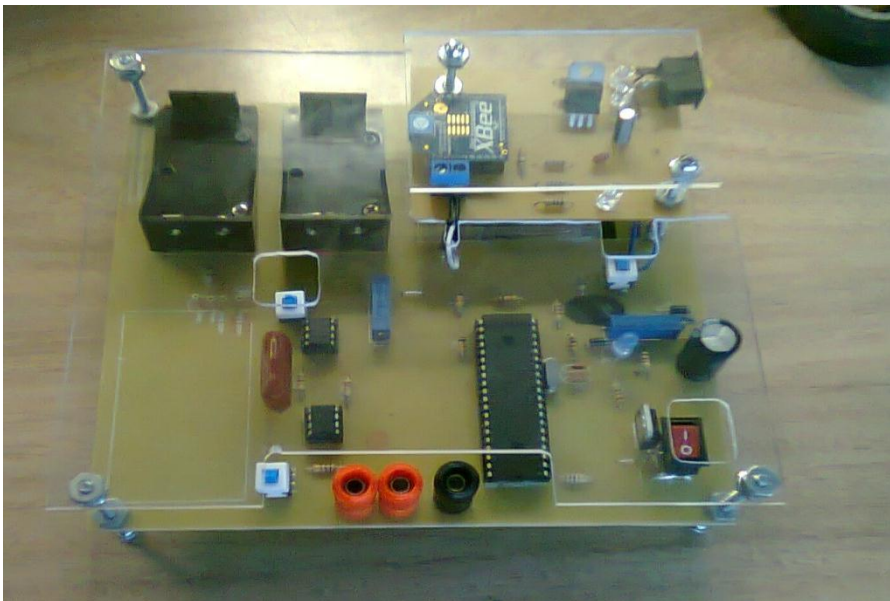
En la figura 39. Se observa el diseño del circuito PCB de captura de señales cardiacas, con sus diferentes componentes, este diseño se desarrolló en animación 3D, mediante el software de ARES profesional.

Figura. 39 Circuito General 3D diseñado en ARES profesional.



Consecuentemente, se implementó el circuito en físico, como se puede apreciar en la figura 40. al circuito se adicionó una placa de acrílico, para darle protección a los elementos que los conforman y también para darle un mejor aspecto a este.

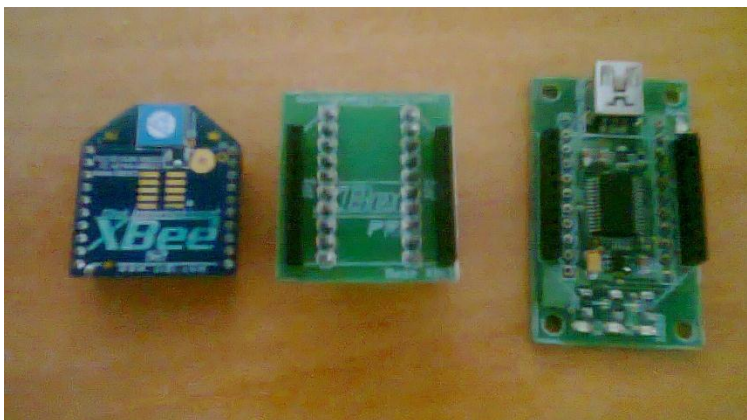
Figura. 40 Circuito General implementado en baquela



11.2 IMPLEMENTACIÓN DE ENLACE INALÁMBRICO UTILIZANDO TECNOLOGÍA ZIGBEE.

En el desarrollo del segundo objetivo se decidió emplear la tecnología Zigbee para desarrollar y establecer un enlace inalámbrico, con el fin de brindarle al paciente, movilidad por todo su lugar de residencia, además también se optó por esta tecnología, puesto que es uno de los protocolos actuales, que trabaja con el estándar 802.15.4. Este protocolo admite la creación de redes de área personal y permite establecer conexiones seguras. Además que es una de las tecnologías que más se utiliza en equipos industriales, científicos y médicos. (Furness, 2008). Debido a esto, los módulos empleados para el desarrollo del proyecto son los módulos Xbee serie 2, puesto que son los dispositivos que utilizan como protocolos la tecnología Zigbee. En la figura 41 se puede apreciar de izquierda a derecha, el módulo Xbee, la base Xbee y la tarjeta Xbee Explorer, estos son los elementos, con los cuales se desarrolló el enlace inalámbrico.

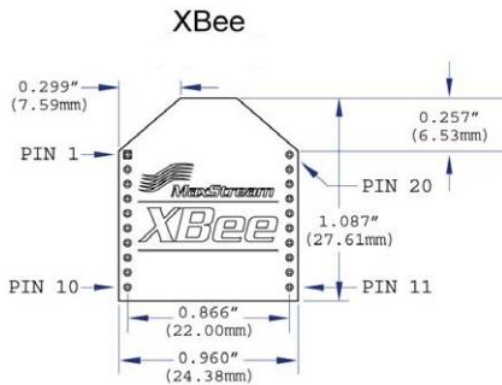
Figura. 41 Xbee serie 2, base Xbee, tarjeta Xbee Explorer.



11.2.1 Configuración módulos Xbee

Primeramente para implementar el enlace inalámbrico de transmisión de datos, se debe configurar una red ZigBee. En consecuencia se tuvo en cuenta la distribución de pines que posee el módulo y la función de cada uno de estos. En la figura 42 se muestra la distribución física de pines de un módulo Xbee. Es de gran importancia conocer cada uno de estos, puesto que cada pin tiene una función importante para el funcionamiento del Xbee. En la figura 43 se puede apreciar la función que cumple, cada uno de los pines del módulo.

Figura. 42 Distribución de pines módulos Xbee serie 2.



(MaxStream, 2007)

Los pines utilizados para la configuración son los 1, 2, 5, 3, 10. Estos pines son utilizados mediante la tarjeta Xbee explorer la cual utiliza la mayoría de estos para realizar la configuración y/o programación de los módulos Xbee.

Figura. 43 Asignación de pines módulos Xbee serie 2.

Pin #	Name	Direction	Description
1	VCC	-	Power supply
2	DOUT	Output	UART Data Out
3	DIN / CONFIG	Input	UART Data In
4	DIO8	Either	Digital IO 8
5	RESET	Input	Module Reset (reset pulse must be at least 200 ns)
6	PWM0 / RSSI / DIO10	Output	PWM Output 0 / RX Signal Strength Indicator / Digital IO
7	PWM / DIO11	Either	Digital IO 11
8	[reserved]	-	Do not connect
9	DTR / SLEEP_RQ/ DI8	Input	Pin Sleep Control Line or Digital Input 8
10	GND	-	Ground
11	DIO4	Either	Digital IO 4
12	CTS / DIO7	Either	Clear-to-Send Flow Control or Digital IO 7
13	ON / SLEEP	Output	Module Status Indicator
14	[reserved]	-	Do not connect
15	Associate / DIO5	Either	Associated Indicator, Digital IO 5
16	RTS / DIO6	Either	Request-to-Send Flow Control, Digital IO 6
17	AD3 / DIO3	Either	Analog Input 3 or Digital IO 3
18	AD2 / DIO2	Either	Analog Input 2 or Digital IO 2
19	AD1 / DIO1	Either	Analog Input 1 or Digital IO 1
20	AD0 / DIO0	Either	Analog Input 0 or Digital IO 0

(MaxStream, 2007)

11.2.1.1 Asignación de Roles a módulos Xbee.

Para configurar la red, se establece un rol a cada módulo Xbee; la idea es para determinar una función a cada uno de estos módulos que conforman la red inalámbrica. Las funciones que se le pueden estipular a cada módulo son las siguientes:

Zigbee Coordinator

Se encarga de definir el canal y el PAN-ID (Personal Area Network Identifier). Este puede admitir a los módulos router y a los end devices unirse a la red, también asiste en el enrutamiento de la información. El módulo en este rol no puede desactivarse en ningún momento puesto que es el que controla la red. Además este puede enviar, recibir y almacenar datos de los módulos pertenecientes a la red. (Digi International, 2008)

Zigbee Router:

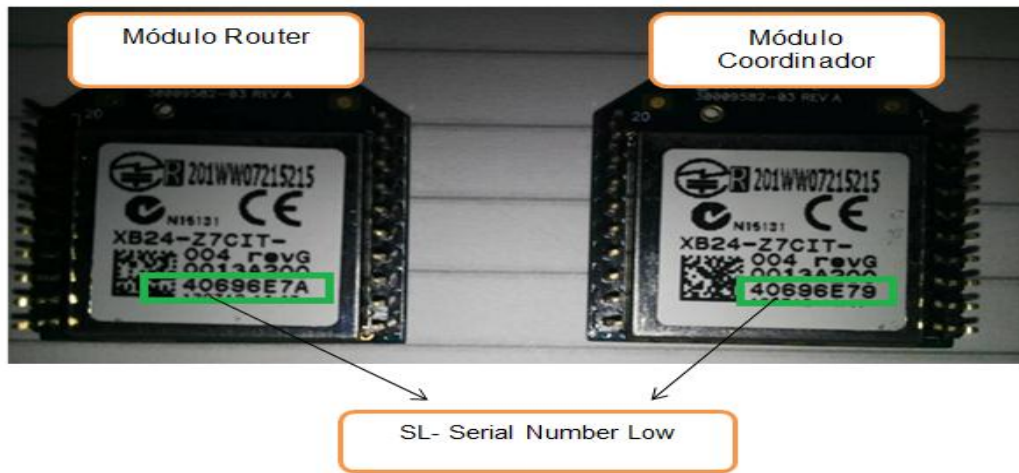
Se encarga de recibir y enviar información, también permite que otros módulos envíen información a través de este hasta llegar al punto de destino. (Digi International, 2008)

End Device.

Los dispositivos terminales no poseen la capacidad de enrutar información. Estos deben interactuar a través de su nodo padre, sea este el coordinador o un Router, es decir, no transmitir información directamente a otro. (Digi International, 2008)

Debido a que la red que se desarrolló, es una red punto a punto, a esta solo se le asigna un rol al módulo transmisor y otro al módulo receptor. En la configuración de la red inalámbrica, de transmisión de la señal cardíaca, al módulo transmisor se le asignó el rol de Zigbee Router, y al receptor se le asignó el rol de Zigbee coordinador. En la figura 44 se puede observar el módulo transmisor y receptor con su rol asignado.

Figura. 44 Asignación de roles a módulos Xbee.



EL SL es la dirección específica del módulo con la cual se trabajará, con este serial se identifica la direcciones de destino mediante el comando DL (Destination Address Low), mediante este comando, establecemos la dirección que aparece en el comando de Serial Number Low del router o coordinador como dirección de destino. es decir para el módulo Router la dirección de destino es 4069E79, y la dirección de destino del coordinador es 40696E7A, tal y como se observa las flechas de la tabla 3 de configuración de los módulos.

Para la configuración de los módulos se tuvo que conocer los siguientes comandos especificados en la tabla 1 y 2, cabe resaltar que los comandos de la tabla 2 son parámetros que se configuran por defecto.

Tabla 1 Parámetros de configuración principales de los módulos Xbee

Parámetro	Información a ingresar	Funcionamiento
ID-PAN ID	2520	Se digita un valor de 4 cifras, este se usa debido a que será el dominio de la red, este valor lo deben de tener el resto de módulos de la red.
Destination Address High	13A200	Es una dirección de respaldo para asegurar el envío de mensajes, lo poseen todos los módulos ordinarios.
Destination Address Low	XXXX	Será la dirección que aparece en el comando de Serial Number Low del router o coordinador. Es la

		dirección del destinatario
NI-Node Identifier	XXXX	Se ingresa el nombre que se le desee asignar al módulo.
Maximun Hops	1E	Será el comando en donde se ingresa la mayor cantidad de saltos, para asegurar que la información sea enviada, por ello se pone el valor de 1F saltos, en decimal equivale a 30.

Tabla 2 Parámetros de configuración adicionales de los módulos Xbee

Parámetro	Función
SC -Scan Channels	1FFE-- Escanea todos los canales de la red que en total son 12.
SD -Scan Duration	3--Con este valor se tiene un valor de 1,47 sg para escanear los canales.
Zigbee Stack Profile	0-- Será el perfil que determine la red.
Node Join Time	FF--Con este valor se tiene un tiempo de ingreso de nodos en la red de 255 milisegundos.
Operating PAN ID, Operating 16-bit PAN ID, Operating Channely , Number of Remaining Children	Estos parámetros se generan automáticamente al inicializar la red.
Sh serial Number High	Dirección alta del módulo es generada por defecto.
SL- Serial Number Low	Dirección específica del módulo con la cual se trabajará, se genera por defecto.
MY-16-bit Network Address	Valor generado por defecto.
Broadcast Radius	0-- Genera el máximo radio de cobertura para el envío de transmisión de datos
Many-to-One Route Broadcast Time	FF- Deshabilita la agregación de rutas
Device Type identifier	3000--Parametro y valor que permiten diferenciar los dispositivos que cuenten con la tecnología Xbee
Node Discovery Backoff	3C--Se asigna un valor de 600 milisegundos para el descubrimiento de nodos
Power Level	4-- Será la potencia de transmisión de salida, relativamente es 0 dB
Power Mode	Sensibilidad de recepción.
EE- Encryption Enable y Encrytion Options	0-- Estará deshabilitado debido a que no se genera ningún tipo de seguridad.

En la tabla 3. Se especifica los parámetros de configuración, tanto para el módulo transmisor (Router), como para el módulo receptor (Coordinador).

Tabla 3 Parámetros configurados en módulos coordinador y router.

	Coordinador	Router
Pan ID	2520	2520
SH	13A200	13A200
SL	40696E79	40696E7A
DH	13A200	13A200
DL	40696E7A	40696E79
NI	Coordinador	Router
BD	9600	9600
Za	0	0
SE	E8	E8
DE	E8	E8
Scan Channel	FFFF	FFFF
Node Join time	FF	FF

11.2.2 Configuración mediante software X-CTU.

Consecuentemente, de haber establecido los parámetros que se van a configurar, se procedió a programar los módulos mediante el software X-CTU.

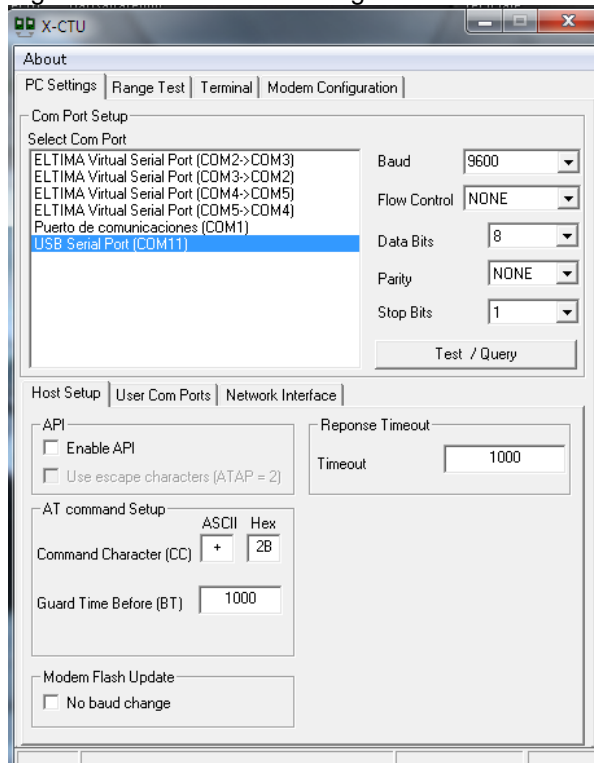
X-CTU es un software creado especialmente para la programación de módulos Xbee, mediante este programa se puede asignar a cada uno de los módulos de la red, el papel que efectuarán cuando se establezca la transmisión de información de un punto a otro. El establecimiento de la conexión entre los módulos Xbee y el software, se realizó a través de la tarjeta Xbee Xplorer, donde esta realiza la conversión de USB a serial, conectando las líneas seriales a cada uno de los pines del módulo Xbee, tal y como se observa en la figura 45.

Figura. 45 Conexión Xbee con Pc mediante tarjeta Xbee xplorer.



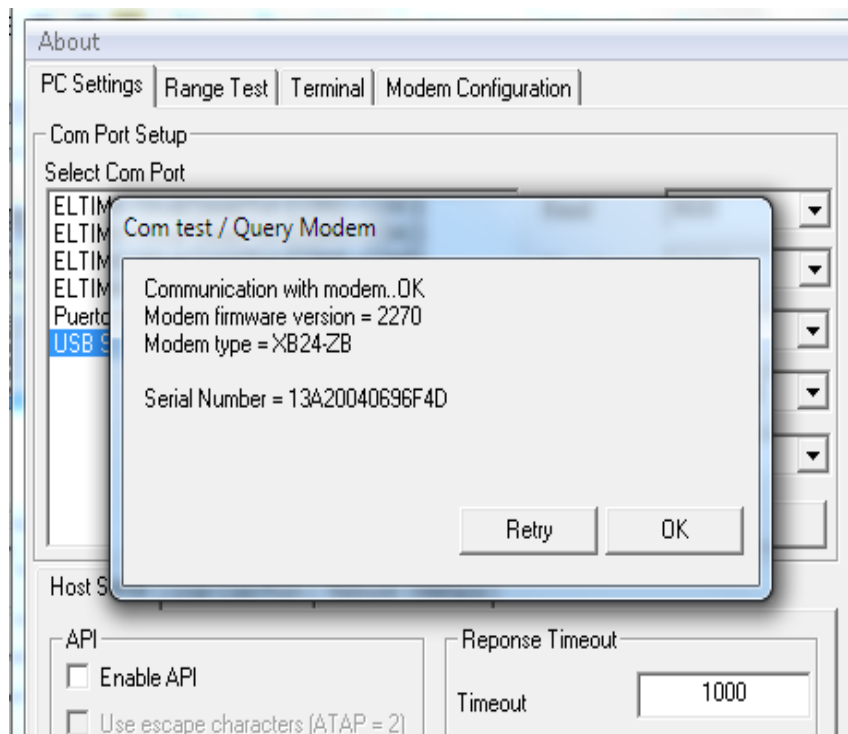
Cuando se conecta el Xbee al computador y abrimos el X-CTU lo que aparece inicialmente es la pestaña PC settings que se muestra en la figura 46. Mediante esta pestaña el software reconoce los puertos activos que posee el computador.

Figura. 46 Ventana PC settings.



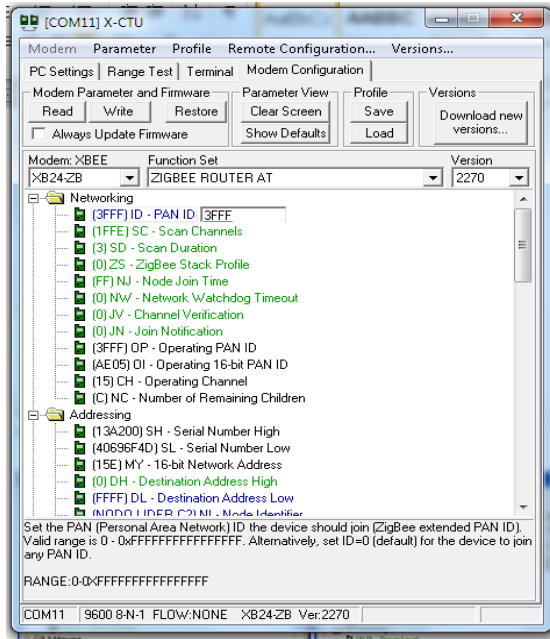
Mediante la ventana PC settings es posible reconocer módulo Xbee que se tiene conectado al puerto, mediante el botón TEST/ QUERY el cual es el que permite cargar el módulo conectado a la tarjeta Xbee Xplorer, cuando este es reconocido por el programa. Allí se muestra en una pantalla que la comunicación con el módulo Xbee se estableció satisfactoriamente, tal como se puede apreciar en la figura 47 .En esta información también aparece la versión del firmware, con el que módulo anteriormente fue programado, además del numero serial y el tipo de módulo con el cual se está trabajando. Cabe aclarar que el firmware es el que permite que el módulo tome el rol configurado por el usuario, la información presentada por el software como la tasa de baudios, control de flujo y demás, no es necesario modificarlo debido a que son los valores que el software establece por defecto.

Figura. 47 Comando Test/Query.



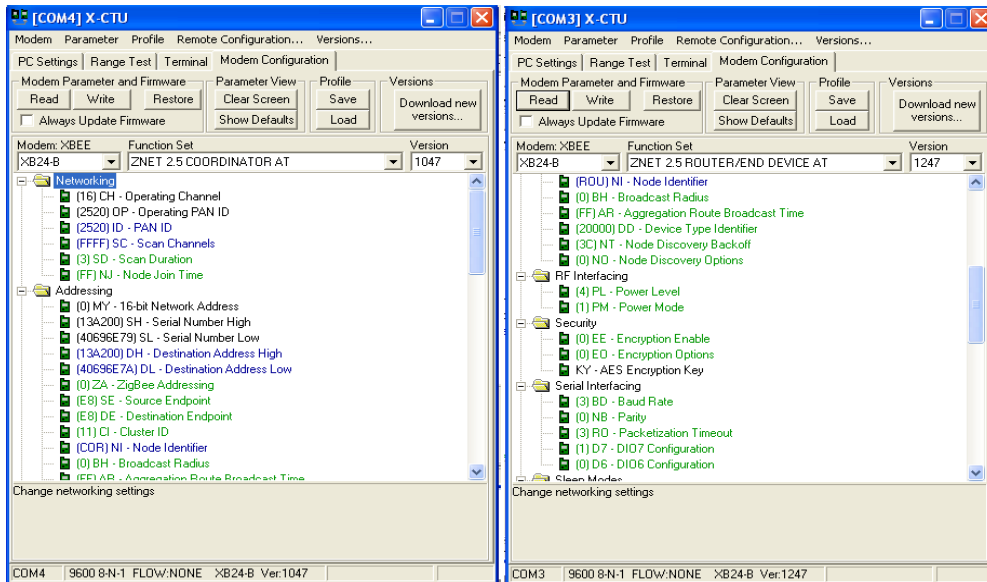
Luego de que el programa reconozca el módulo, lo que se procede es ir a la pestaña Modem Configuration, en esta ventana es donde se realiza la configuración y programación del módulo Xbee. En esta pestaña se lee la programación que tiene el módulo mediante botón Read y en esta aparecerá la información que se muestra en la figura 48.

Figura. 48 Lectura de módulo Xbee



Lo que a continuación se realiza, es colocar los parámetros que se establecieron en la tabla 3, dando clic en cada una de las opciones. En la figura 49 se muestra la configuración realizada en los módulos tanto en el coordinador como en el router.

Figura. 49 Programación módulo Coordinador y módulo Router.



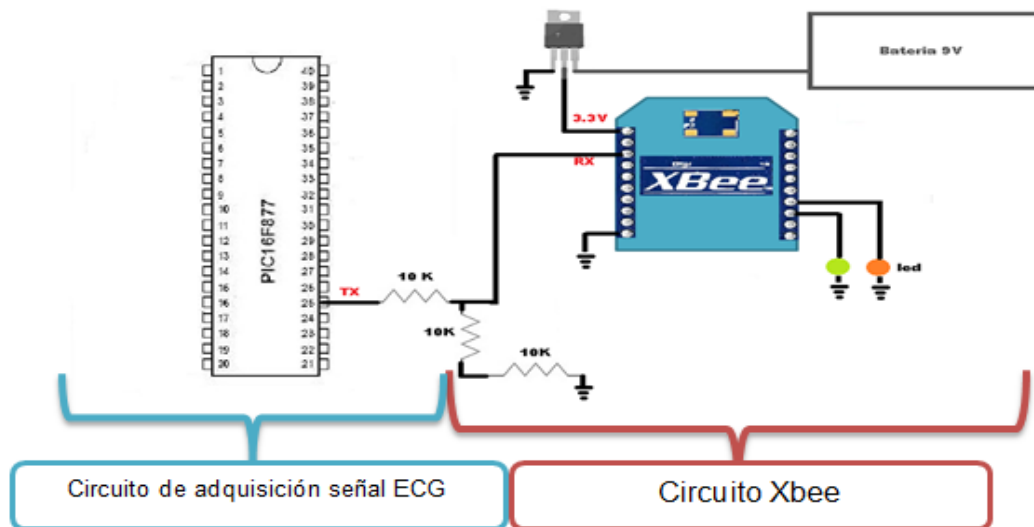
La configuración del coordinador se establece con la función set colocando el parámetro 2NET 2.5 coordinator AT y la versión 1047, para el caso del router se establece con el parámetro 2NET 2.5 Router EnDevice AT y la versión 1247, el resto que se configuró es la información presentada en la tabla 3. Por último lo que se realizó es escribir la configuración en el módulo, mediante el botón WRITE y de esta forma ya se configura el módulo para comenzar a transmitir información de forma inalámbrica.

11.2.3 Diseño circuito PCB para módulo Router.

El módulo Xbee que se utilizó como router, es el encargado de recibir la información de la señal ECG dada por el micro-controlador y transmitirla inalámbricamente hacia el módulo Xbee coordinador, debido a esto fue necesario realizar un circuito donde se pudo alimentar el módulo Xbee para que este tenga un correcto funcionamiento. Se decidió optar por realizar un circuito aparte debido a que el módulo Xbee trabaja con voltajes muy pequeños cercanos a los 3.3 V, además con el fin de que el módulo no afecte en el circuito de adquisición de la señal cardíaca.

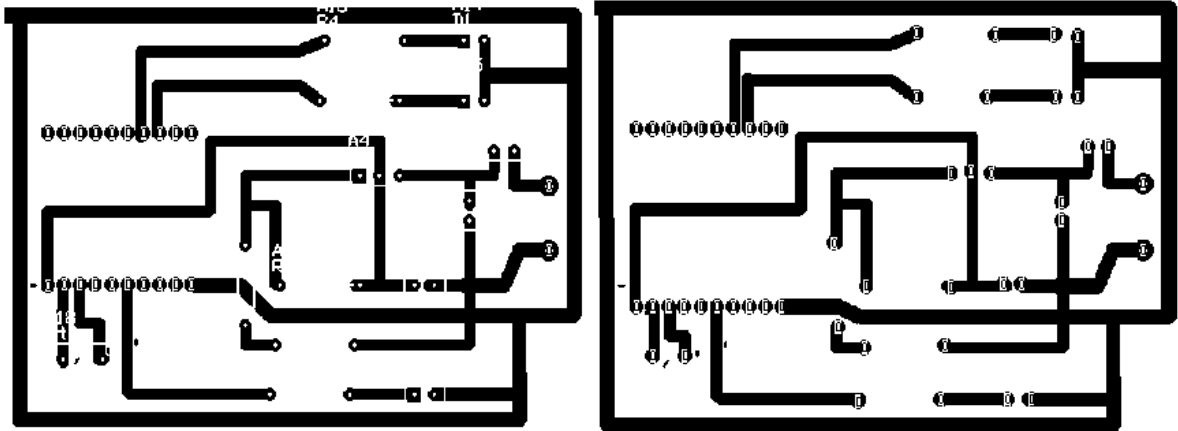
Dentro de los elementos necesarios para la construcción del circuito de alimentación para el módulo Xbee. Son: un regulador de voltaje, tres resistencias de 10 kΩ, LEDs, estos son empleados para verificar el funcionamiento de los pines del módulo, VREF, ON/SLEEP y PWM0/RSSI, el primero es para determinar que realmente el módulo está prendido y alimentado por el circuito, el segundo para mirar el estado del módulo, y el último es para mirar si el módulo está recibiendo datos respectivamente. En la figura 50 se presenta el diseño de la conexión para el módulo Xbee, con el circuito conversor analógico/digital.

Figura. 50 Diseño circuito Xbee.



En la figura 51, se presenta el diseño del circuito PCB, creado en proteus, aquí se visualiza la conexión entre los diferentes componentes, que hacen parte del circuito de alimentación de módulo Xbee transmisor (Router)

Figura. 51 circuito implementado en baquela.



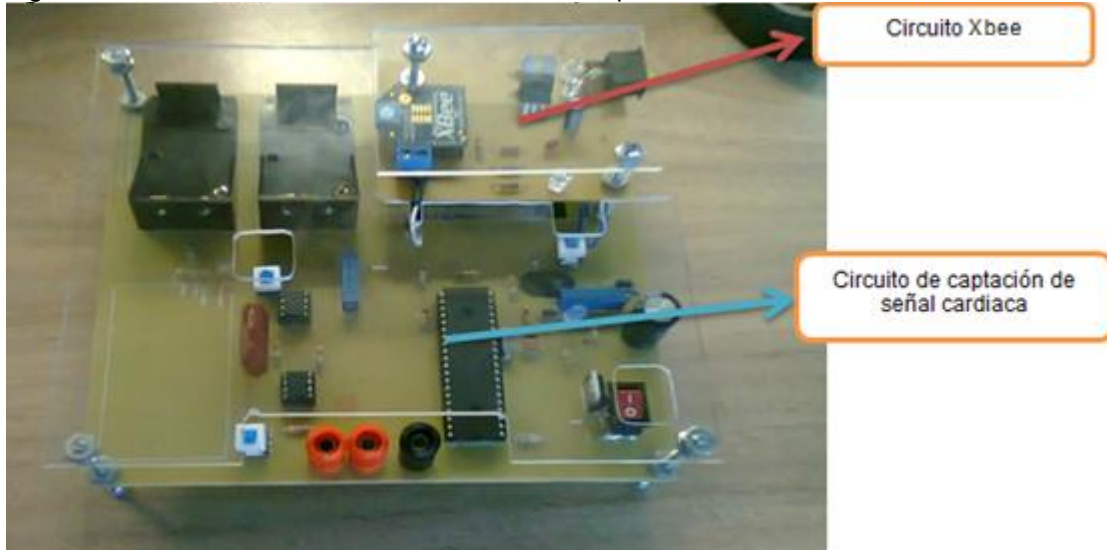
En la figura 52, se presenta el circuito puesto impreso en baquela. Este circuito se empleó para hacer la conexión con el circuito de adquisición de la señal cardiaca, para que posteriormente este transmita los datos de la señal ECG hacia el módulo Xbee coordinador, el cual se encuentra conectado a un computador mediante la tarjeta Xbee xplorer.

Figura. 52 circuito implementado en baquela.



Como conclusión en el desarrollo del segundo objetivo se implementó la placa del circuito impreso en baquela, el cual se conectó con el circuito general que captura la señal cardiaca tal y como se aprecia en la figura 53.

Figura. 53 Circuito Xbee conectado al circuito de captación de la señal cardiaca



11.3 ALGORITMO DE DETECCION DE ARRITMIA Y PARO CARDIACO.

El procesamiento de señales biomédicas, se fundamenta en un sector de investigación, donde ingenieros, médicos, y entre otros, participan para desarrollar e implementar algoritmos apropiados a las diferentes clases de señales y aplicaciones, que acepten el establecimiento de diagnósticos más precisos. En el desarrollo del tercer objetivo se decidió trabajar con el software Matlab, puesto que es una herramienta especializada para el manejo de datos y procesamiento de señales. Mediante este software se implementa todo el desarrollo de este tercer objetivo.

11.3.1 MATLAB.

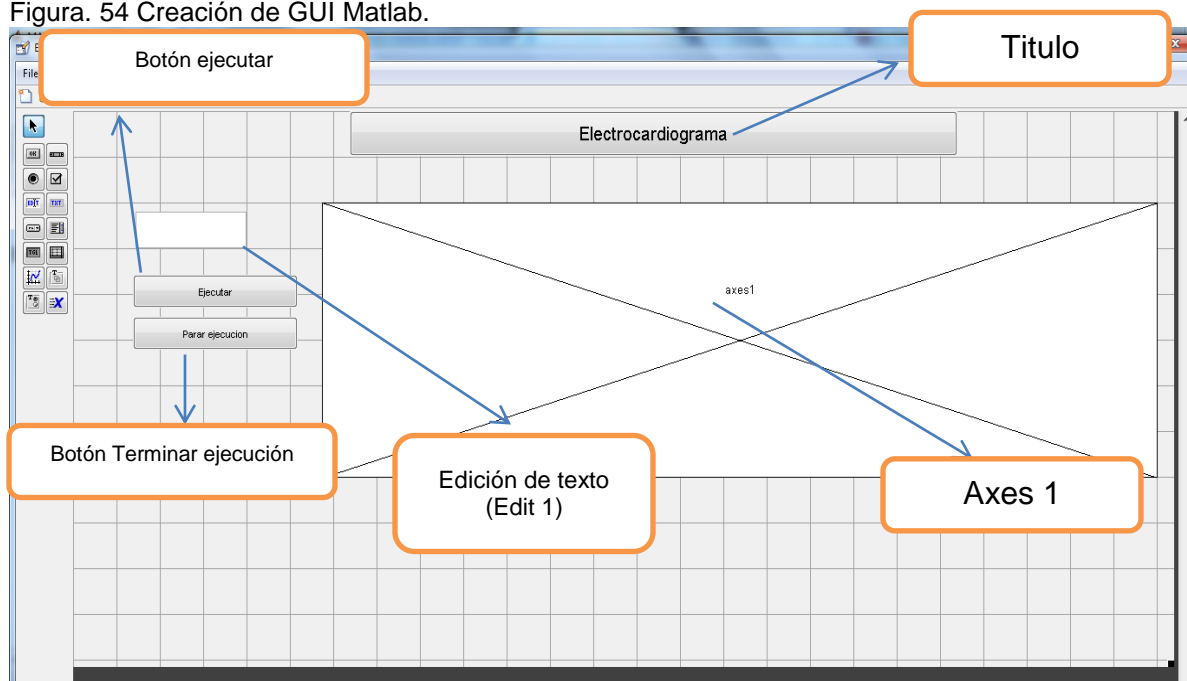
El nombre MATLAB deriva de "MATrix LABoratory" (Laboratorio de Matrices). MATLAB fue desarrollado originalmente para suministrar un acceso fácil al software matricial creado por los proyectos LINPACK y EISPACK, que ambos simbolizan lo moderno en programas de cálculo matricial. MATLAB es un sistema interactivo cuyo componente básico de datos es una matriz que no necesita dimensionamiento. (Durana, 2004)

Generalmente Matlab está dado para la solución de problemas como procesamiento de señales, diseño de sistemas de control Simulación de sistemas dinámicos, identificación de sistemas Redes neuronales y otros. (Durana, 2004)

Para la implementación y desarrollo de esta fase del proyecto se adaptó un módulo Xbee, específicamente el módulo Xbee coordinador anteriormente configurado. Pues el papel de este módulo es la de recibir la información que proviene del módulo Xbee router y mediante la tarjeta xplorer hacerla llegar hasta un puerto de comunicación serial del computador con el cual Matlab podrá tomar esta información y realizar el análisis mediante el algoritmo que se le programe.

Principalmente se comenzó por crear una interfaz de visualización en Matlab para poder ver los datos digitales de la señal cardiaca, que llegan al puerto a través del módulo Xbee coordinador. Como se aprecia la GUI (interfaz de visualización) que se desarrolló es la presentada en la figura 54

Figura. 54 Creación de GUI Matlab.



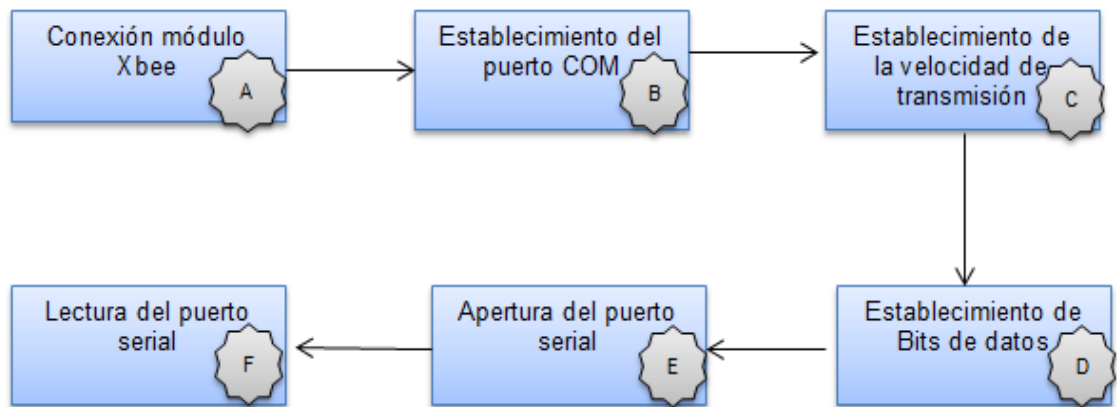
Mediante el botón GUIDE de Matlab se desarrollan interfaces gráficas. Con esta herramienta que posee Matlab se creó una ventana, como se puede ver en la figura 54, la cual posee dos botones (Ejecutar y Parar ejecución), un cuadro de edición de texto, un eje, y el título que fue puesto con el nombre de electrocardiograma. El eje permite graficar los datos que se recibirán en la comunicación serial del PC y el Xbee, el cuadro de edición de texto permite que el usuario digite el puerto al que está conectado el módulo Xbee, el botón ejecutar va a permitir que Matlab comience a recibir los datos que el módulo Xbee le envía a través del puerto serial.

11.3.2 Establecimiento comunicación serial entre Matlab y módulo Xbee.

La comunicación serial entre Matlab y módulo Xbee es fundamental, puesto que mediante esta comunicación se obtiene los datos de la señal ECG, transmitidos desde el circuito de adquisición a través del Xbee transmisor, y son recibidos por el módulo Xbee RX, el cual es el encargado de entregarle los datos a Matlab para su posterior procesamiento.

En la figura 55, se muestra el diagrama de bloques del proceso de comunicación entre Matlab y el módulo Xbee realizado en el código de programación.

Figura. 55 Diagrama de bloques de comunicación Matlab y módulo Xbee



En el bloque A del diagrama, se desarrolla la conexión del módulo Xbee al computador, la cual se realiza mediante la conexión del Xbee a un puerto USB del computador, a través de la tarjeta explorer Xbee. Consecuentemente en el bloque B, se ejecuta el reconocimiento del puerto USB al que se conecta el módulo Xbee, por parte del computador, en este caso el pc reconoció el puerto como COM11 como se puede apreciar en la figura 56. Posteriormente en el bloque C, se efectúa el establecimiento de los parámetros de velocidad de transferencia a la que se reciben los datos, estos parámetros se implantan en el código de programación en Matlab, como la velocidad configurada en los módulos Xbee fue de 9600, en Matlab también se tiene que efectuar este mismo parámetros de lo contrario habrá errores en la recepción de los datos en Matlab. Así mismo en el bloque D se fijan los bits de datos que se configuraron, tanto en el conversor análogo como el módulo Xbee transmisor, como la resolución de bits que se estableció en el conversor análogo digital fue de 8 bits para los datos, en Matlab también se establecen los 8 bits. En el bloque E del diagrama, se elabora la apertura del puerto serial "COM11", para comenzar a leer los datos que módulo Xbee RX le envía a través del puerto COM11, para posteriormente en el bloque F leer estos

datos y almacenarlos en un vector, tal como se puede apreciar en el código de programación en la figura 56.

Para el establecimiento de la comunicación entre Matlab y módulo Xbee es necesario configurar el código de la figura 56, en el boton de ejecutar que aparece en la GUI de la figura 54.

Figura. 56 Código de programación de la comunicación entre Matlab y Xbee

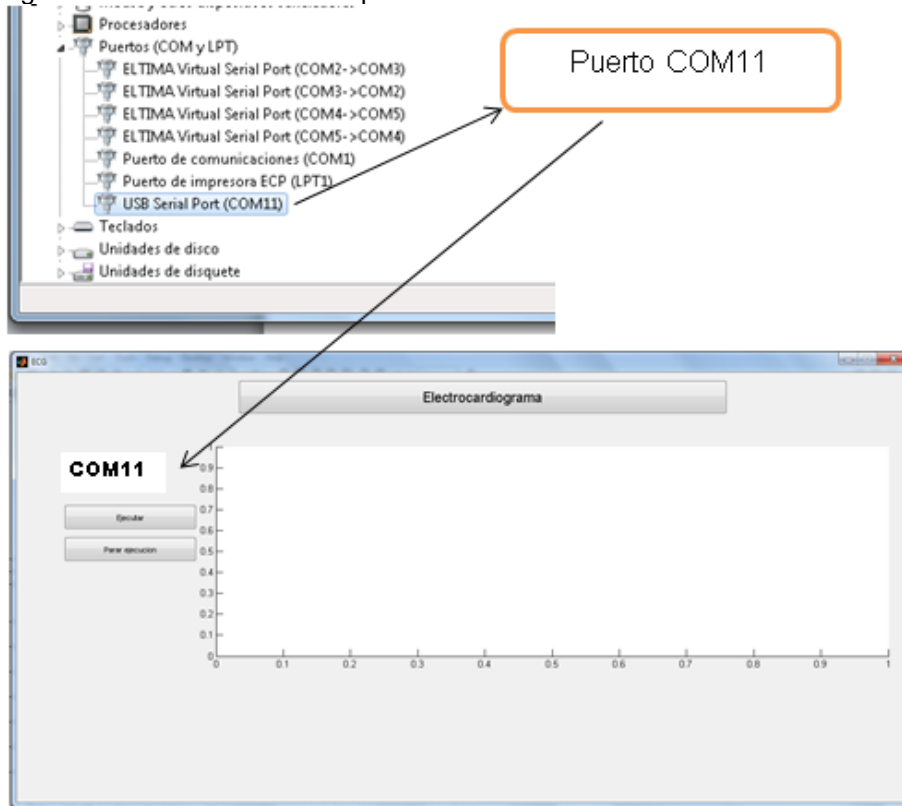
```
namecom=get(handles.edit1,'String'); %%obtiene el COM solicitado
SerPIC = serial(namecom) %%vector para la comunicación serie
set(SerPIC,'BaudRate',9600) %%velocidad en baudios
set(SerPIC,'DataBits',8) %% Bits de datos igual a 8
set(SerPIC,'Parity','none') %%sin paridad
set(SerPIC,'StopBits',1) %% un bit de parada
set(SerPIC,'FlowControl','none')
fopen(SerPIC); %%Abre el puerto
v=fread(SerPIC) %% Leeo el puerto
```

la primera línea del código permite obtener el nombre del puerto digitado en el cuadro de texto edit1 de la GUI presentada en la figura 53, este puerto es el que reconoce el computador cuando se conecta el módulo Xbee al computador y es el que el usuario debe colocar en la interfaz para que se establezca la comunicación. Para conocer el puerto al que esta conectado el módulo basta con ir a el administrador de dispositivos del pc y observar a cual puerto esta conectado el módulo. En la figura 55 se puede apreciar el nombre del puerto al que esta conectado el módulo Xbee.

La segunda línea de código permite crear un vector con el nombre del puerto para la comunicación serial. La tercera línea de código permite establecer la velocidad de la trasmision de datos con la que se va a trabajar en este caso es 9600, debido a que esta velocidad fue la que se configuro en lo módulos Xbee. La última línea de código permite leer el puerto y almacenar los datos en un vector llamado V aquí es donde se va a almacenar toda la informacion que Matlab lea en el puerto.

Las demas líneas de código son parametros que por defecto se trabajan en una transmisión de tipo serial.

Figura. 57 Reconocimiento de puerto serial.

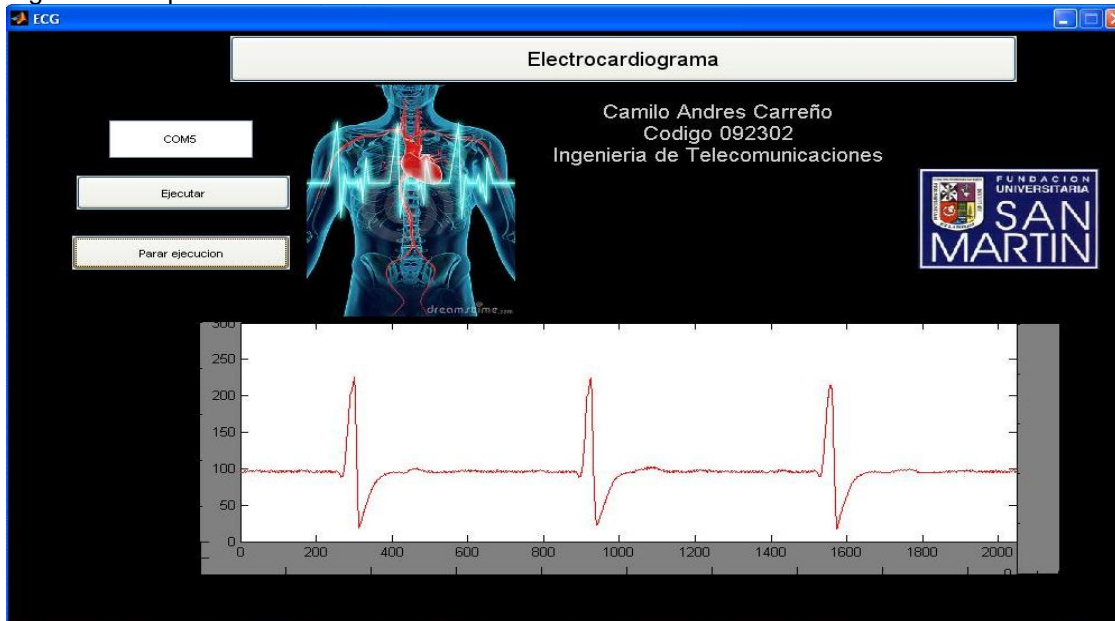


Con el siguiente código se grafica los datos almacenados en el axes. La primera línea es donde se especifica el axes en el que se quiere representar los datos y la segunda es el comando que dibuja en el axes el vector de los datos recibidos por Matlab.

```
axes(handles.axes1) %%selecciono el AXES  
plot(v) %%imprimo la gráfica en el AXES
```

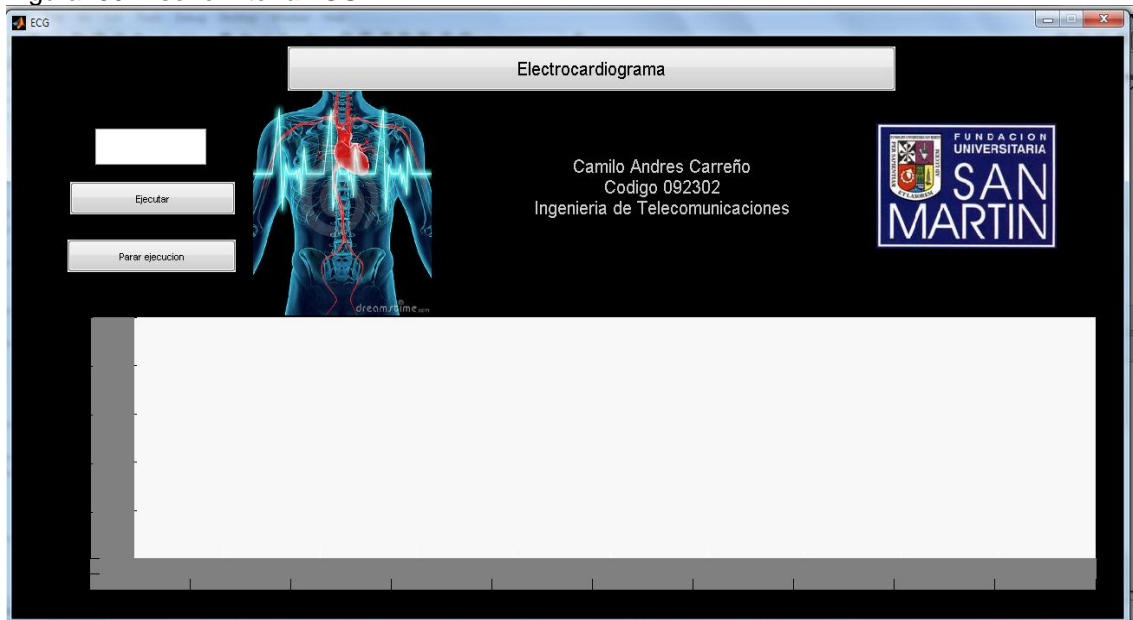
Con esta configuración hecha en el botón ejecutar, Matlab captura todos los datos que el Xbee le envía, y este los va a almacenar y posteriormente los va a graficar en el axes. en la figura 58 se muestra la grafica de los datos de la señal cardiaca recibidos por el Xbee coordinador y que son almacenados en Matlab.cabe destacar que estos datos son los enviados desde el circuito de captacion de la señal cardiaca, mediante el Xbee transmisor (Router), hacia el Xbee receptor (Coordinador).

Figura. 58 Captura de datos de señal ECG en Matlab.



Una vez verificado el funcionamiento de las transmisión y recepción de los datos de la señal cardiaca, se efectuó un cambio en la apariencia de la interfaz GUI de Matlab para darle un ambiente mas estético al usuario. En la figura 59 se observa que a la GUI se adicionaron una imágenes, asi como tambien se cambio el color de fondo de esta.

Figura. 59 Diseño Interfaz GUI.



11.3.3 Detección de paros cardíacos y elevación ST.

En el desarrollo del procesamiento, para la detección de un paro cardíaco se tuvo en cuenta la definición de un paro cardíaco, como se manifiesta en electrocardiograma, métodos de procesamiento de señales como la correlación, estudio por matrices etc. Además se abordó el análisis de elevación ST para diagnosticar si una persona puede llegar a padecer un infarto agudo de miocardio.

11.3.3.1 Paro cardíaco.

También denominado “infarto de miocardio” (myocardial infarction, MI), es un ataque cardíaco que se presenta cuando se genera un bloqueo del flujo sanguíneo en uno o más de los vasos sanguíneos coronarios (arterias) que suministran la sangre al corazón. (California Pacific Medical Center. , 2003)

Los exámenes y/o pruebas que se realizan para determinar si una persona está padeciendo un paro cardíaco se efectúa mediante los electrocardiogramas, ecografías y enzimas cardíacas el cual es un análisis de sangre. (California Pacific Medical Center. , 2003)

11.3.3.2 Sospecha de un paro cardíaco.

Según la revista colombiana de cardiología, un infarto agudo de miocardio IAM, generalmente se detecta mediante la elevación del segmento ST, cuando el paciente presenta síntomas como dolor en el pecho persistente. No obstante los infartos cardíacos también se presentan sin elevación del segmento ST antes de que este suceda. “Según el registro GRACE el porcentaje de pacientes con infarto agudo de miocardio con elevación de ST fue de 34%, para infarto agudo de miocardio sin elevación del ST fue de 30%” (sociedad colombiana de cardiología, 2010)

Específicamente la sociedad colombiana de cardiología destaca que: “El paciente promedio con infarto agudo del miocardio con elevación del ST u otros síndromes coronarios agudos, independientemente de su educación o estado socioeconómico, espera en promedio dos horas después del inicio de los síntomas antes de llamar pidiendo ayuda. Menos del 50% de los pacientes llegan al hospital dentro de dos horas del inicio de los síntomas y al menos la mitad de este tiempo se pierde en la toma de decisión de llamar al servicio de emergencias”. (sociedad colombiana de cardiología, 2010)

El reconocimiento rápido de los síntomas y signos es uno de los primeros pasos esenciales según la sociedad colombiana de cardiología, para examinar y tratar a los pacientes con posible infarto agudo de miocardio con elevación del ST. El

punto a destacar, es la detección del segmento ST, y el reconocimiento de cuando un paro cardíaco esta en desarrollo, mediante el análisis y procesamiento de la señal ECG del paciente , con el fin de brindarle al paciente la atención oportuna, antes de que este pueda llegar a presentar un paro cardíaco o cuando el paciente presente un paro cardíaco.

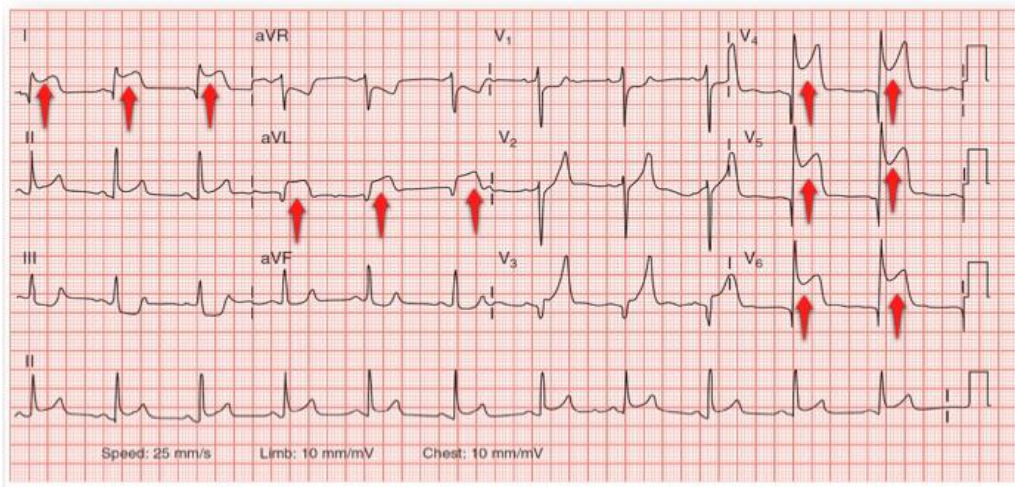
11.3.3.3 CRITERIOS DE SGARBOSSA PARA EL DIAGNÓSTICO DE INFARTO AGUDO DEL MIOCARDIO CON ELEVACIÓN DEL ST

Se estipulan los criterios de SGARBOSSA, los cuales sirven como orientación para dar un diagnóstico de IAM con elevación del ST y así realizar un correcto diagnóstico a la hora de detectar una señal ECG que presente indicios de un IAM.

- Elevación concordante del segmento ST en una o más derivaciones, lo cual significa elevación del ST en derivaciones donde el complejo QRS es predominantemente positivo.
- Depresión concordante del segmento ST en una o más derivaciones en las cuales el complejo QRS es predominantemente negativo; este hallazgo tiene una especificidad de 90% para infarto con lesión submicro-controladorárdica posterior.
- Elevación discordante del segmento ST 5 mm que es excesiva (fuera de proporción) a la profundidad de la onda S que las precede, parece ser aproximadamente 90% específico para infarto agudo de miocardio.

En la figura 60 se presenta una señal ECG con presencia de elevación del segmento ST, aquí se puede apreciar con las flechas en rojo, las partes específicas donde la señal electrocardiográfica presenta la elevación del segmento ST, y donde ya no existe una onda S negativa.

Figura. 60 ECG con elevación de segmento ST.



(Salvador., 2012)

11.3.3.3 Correlación

Para el desarrollo del algoritmo de detección del segmento ST en la señal ECG, se optó por emplear un método de análisis de señales, llamado CORRELACIÓN. Consecuentemente también se emplearon métodos de análisis por vectores, todo esto implementado mediante la plataforma de programación de Matlab. (Pita Fernández S, 2001).

La correlación es un método de análisis estadístico, que proporciona el grado de variación conjunta existente entre dos o más variables. Así esta, indica la dirección y fuerza de una relación lineal entre las dos variables de análisis. (Pita Fernández S, 2001). El método de correlación empleado para el análisis son los coeficientes de la correlación, puesto que estos, se enfocan en el grado de relación que existe de una variable A en comparación con otra variable B. (Pita Fernández S, 2001).

El análisis de la correlación está basado en los siguientes aspectos:

- A y B son variables aleatorias. Por lo que, no hay una variante explicativa y otra explicada.
- La población de la cual se extrae la muestra es Normal Bivariada.
- Hay una relación lineal entre las variables A y B, donde esta medida está dada por el coeficiente de correlación que se define en la ecuación 17:

Ecuación 17 Formula de coeficientes de correlación

$$r = \frac{Cov(A B)}{\sigma_a \sigma_b} = \frac{E[(A - \mu_a)(B - \mu_b)]}{\sqrt{E[(A - \mu_a)^2]E[(B - \mu_b)^2]}} - 1 \leq r \leq 1$$

De donde, se interpreta que si el resultado r de la correlación entre las variables A y B da:

$r = -1$ Indica que existe relación inversa y perfecta entre las variables

$r = 1$ indica que si existe relación directa y perfecta entre variables

$r = 0$ No existe relación lineal entre las variables

$-1 < r < 0$ Indica que existe relación inversa entre las variables

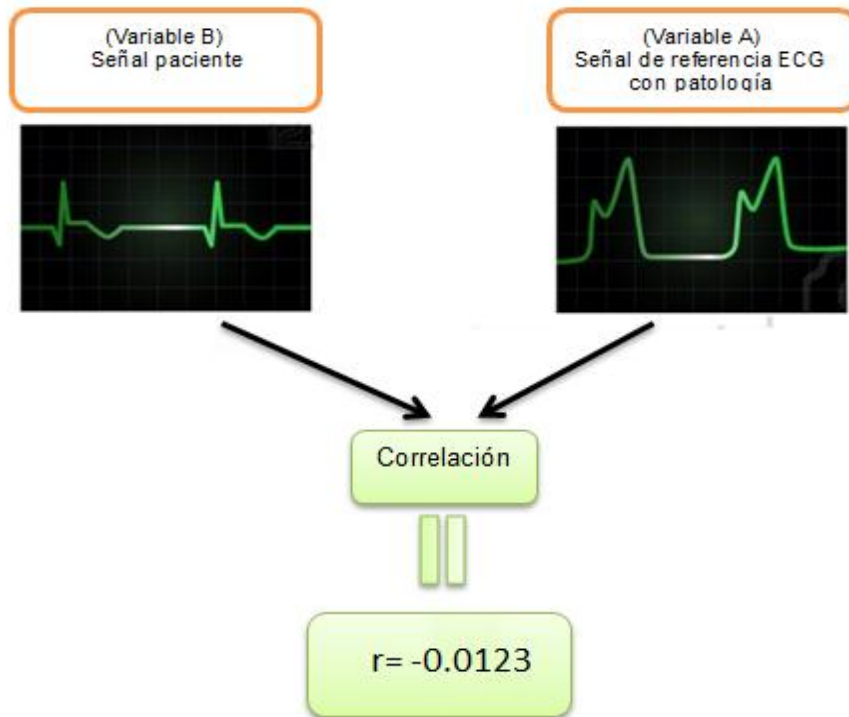
$0 < r < 1$ Indica que existe relación directa entre las variables

Para reflejar una mejor interpretación, se puede decir que:

- Valores de r entre 0.9 y 1: se interpreta como una alta relación directa entre las variables (son casi o totalmente iguales).
- Valores de r 0.7-0.9, se interpreta como una correlación moderada.
- Valores de r 0.5-0.7, se interpreta como una correlación regular.
- Valores de r 0.2-0.5, se interpreta como una correlación baja.
- Valores de r cercanos a -1, se interpreta en una alta relación inversa entre las variables es decir la misma variable pero negativa.
- Valores de r cercanos a 0, se traduce en una baja relación lineal entre las variables, la cual será directa si $r > 0$, y será inversa si $r < 0$.

Así mediante los coeficientes de correlación se conoce, que grado de similitud tiene una señal ECG de entrada, con una señal ECG de referencia, la señal de referencia en este caso sería una señal ECG de una patología (Paro Cardíaco) y la señal de entrada sería la señal ECG del paciente que se está monitoreando. En la figura 61 se puede ver el proceso que se realiza con la correlación entre dos señales ECG.

Figura. 61 Esquema de proceso de Correlación entre variable A y B.



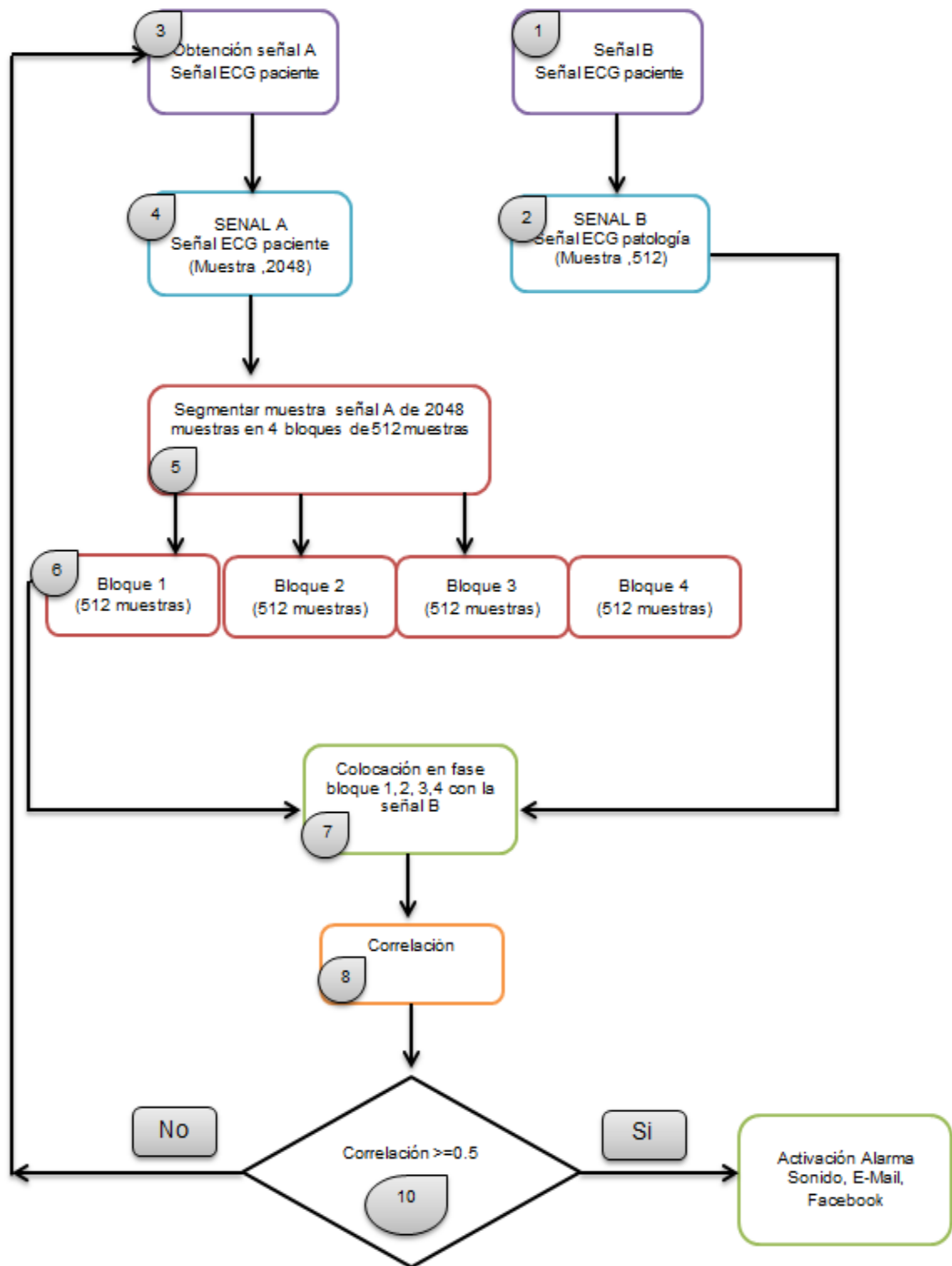
La correlación de las señales ECG se realizó, mediante la programación en Matlab de las dos señales, la señal de referencia (señal de Patología) con la señal del paciente.

Cabe destacar que para el proceso de implementación de la fórmula de coeficientes correlación se implementó la función: $r = \text{corr2}(A,B)$ de Matlab, la cual esta función realiza automáticamente la correlación entre las variables A y B , que para este caso A y B son los vectores de los datos de la señales ECG del paciente y la señal ECG de la patología .

11.3.3.4 Algoritmo para la detección de elevación ST.

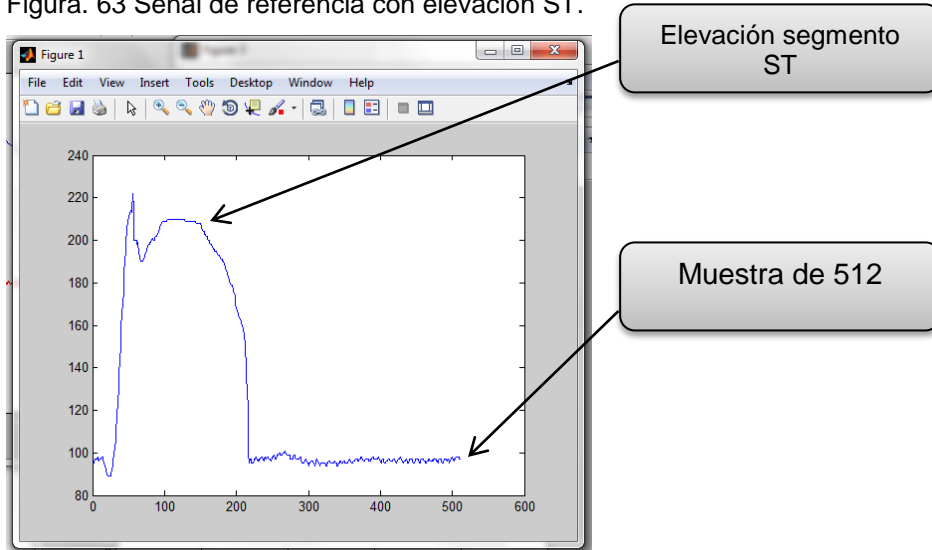
El algoritmo de detección de elevación ST, es un algoritmo que va a permitir detectar si una señal ECG presenta elevación ST. El siguiente diagrama de flujos especificado en el figura 62, muestra el funcionamiento del programa realizado en Matlab para la detección de la elevación segmento ST. El código desarrollado es el estipulado como anexo A.

Figura. 62 Diagrama de algoritmo de detección de elevación ST.



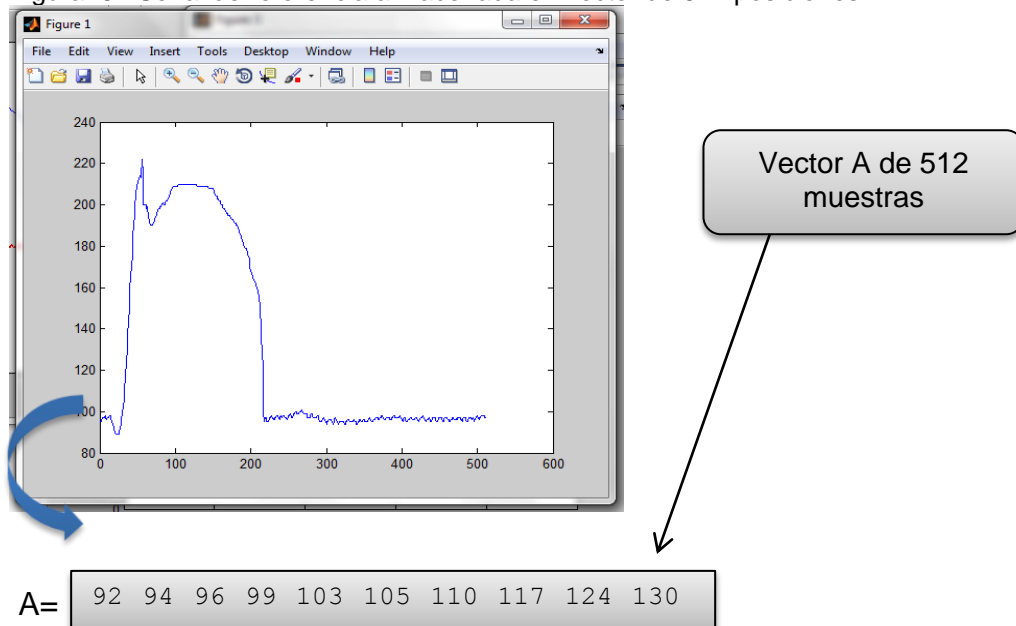
Primeramente, el comienzo del diagrama de flujos contiene dos bloques de color violeta, el cual, el bloque de la derecha, "bloque 1" contiene la señal de referencia la cual es una señal ECG con elevación del segmento ST de un ciclo de una señal ECG, esta señal es conformada por 512 muestras, tal como se puede apreciar en la figura 63.

Figura. 63 Señal de referencia con elevación ST.



En la segunda sección del diagrama de flujos, consta en la conformación de un vector llamado A el cual contiene las 512 muestras, es decir es un vector de 512 posiciones con datos de la señal de referencia tal como se representa en la figura 64.

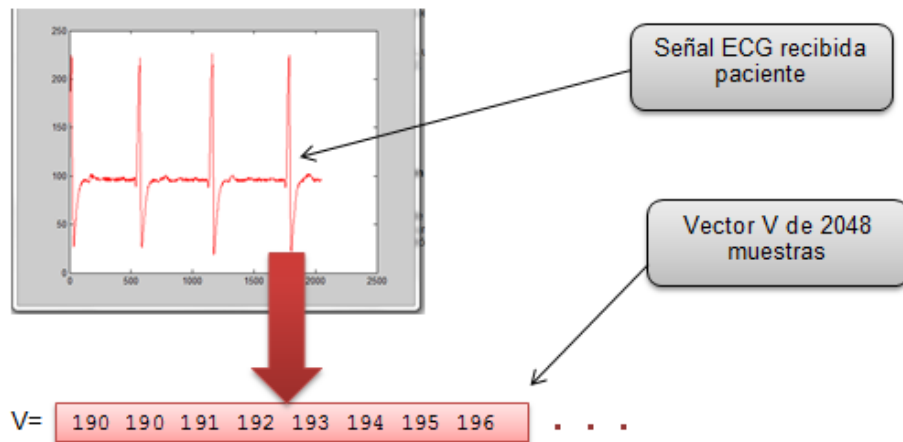
Figura. 64 Señal de referencia almacenada en vector de 512 posiciones.



En la tercera sección del diagrama de flujo, se obtiene la señal ECG del paciente, esta señal es recibida en Matlab mediante el puerto serial, que tiene conexión al módulo Xbee.

En el cuarto bloque la señal ECG del paciente es guardada en un vector llamado **V** de 2048 posiciones tal como se puede apreciar en la figura 65.

Figura. 65 Señal ECG paciente almacenada en vector de 2048 posiciones



En la quinta sección del diagrama de flujos se realiza la segmentación del vector **V** que contiene los datos de la señal ECG, en cuatro bloques de 512 muestras, tal como se manifiesta en la figura 66.

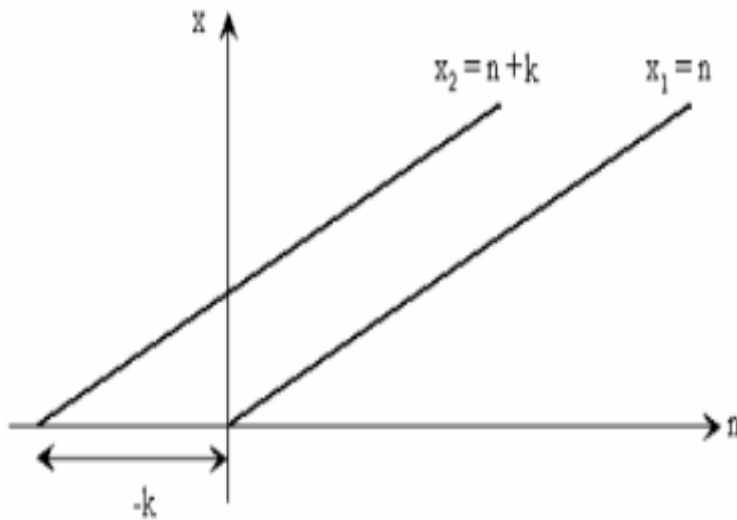
Figura. 66 Segmentación Señal ECG en 4 bloques de 512 muestras.



En la sexta sección del diagrama de flujos, encontramos los 4 bloques de 512 muestras, que conformaban el vector V de la señal ECG original del paciente, es decir el total de las 2048 muestra del vector V , ahora son representadas en cuatro bloques B1, B2, B3 y B4.

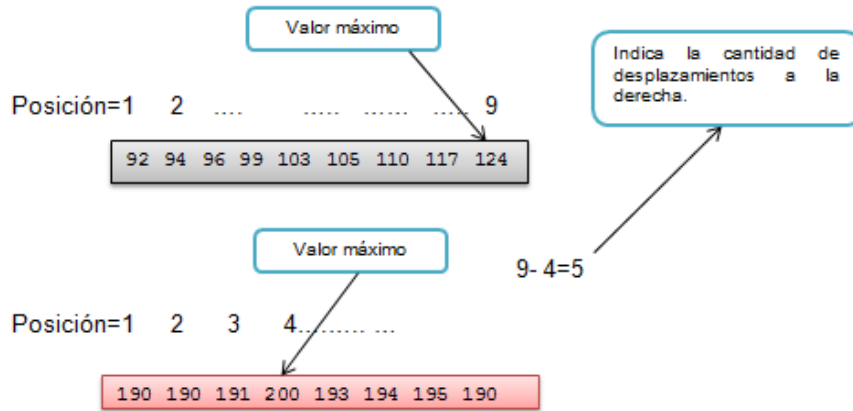
En la séptima sección del diagrama de flujos encontramos la colocación en fase de cada bloque B1, B2, B3 Y B4 con la señal de referencia; esta colocación en fase se realiza debido a que en muchos casos la correlación puede indicar cero, y sin embargo, las dos señales pueden estar perfectamente correlacionadas, como que se muestra en la figura 67.

Figura. 67 Desfase de dos señales iguales.



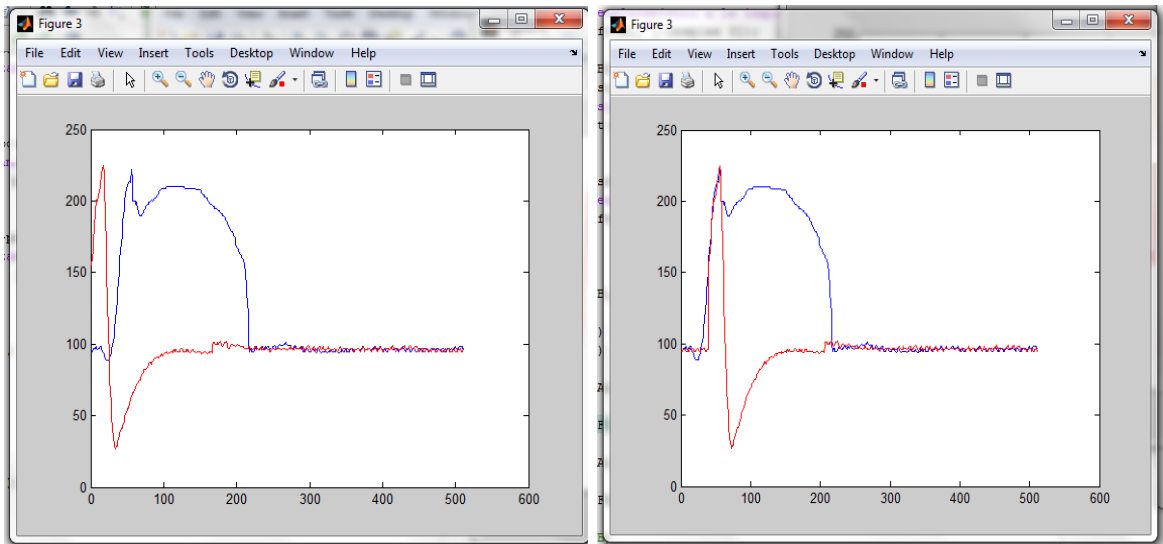
Para resolver este problema, basta con colocar en fase las dos señales, para esto se utilizó la función de $C = \max(A)$, la cual da el valor máximo contenido en un vector, sabiendo el valor máximo de las dos señales, esto permite conocer la posición del valor máximo contenido en los dos vectores a correlacionar. Con las dos posiciones de los puntos máximos de las señales lo que se realiza es restar una posición con respecto a otra, y este valor indica el corrimiento que se debe realizar, en la figura 68, se muestra este procedimiento. Cabe resaltar que este proceso se realiza con los 4 bloques B1, B2, B3 y B4 con la señal de referencia (ECG de elevación de ST)

Figura. 68 Desplazamiento de vectores para sincronizar las señales



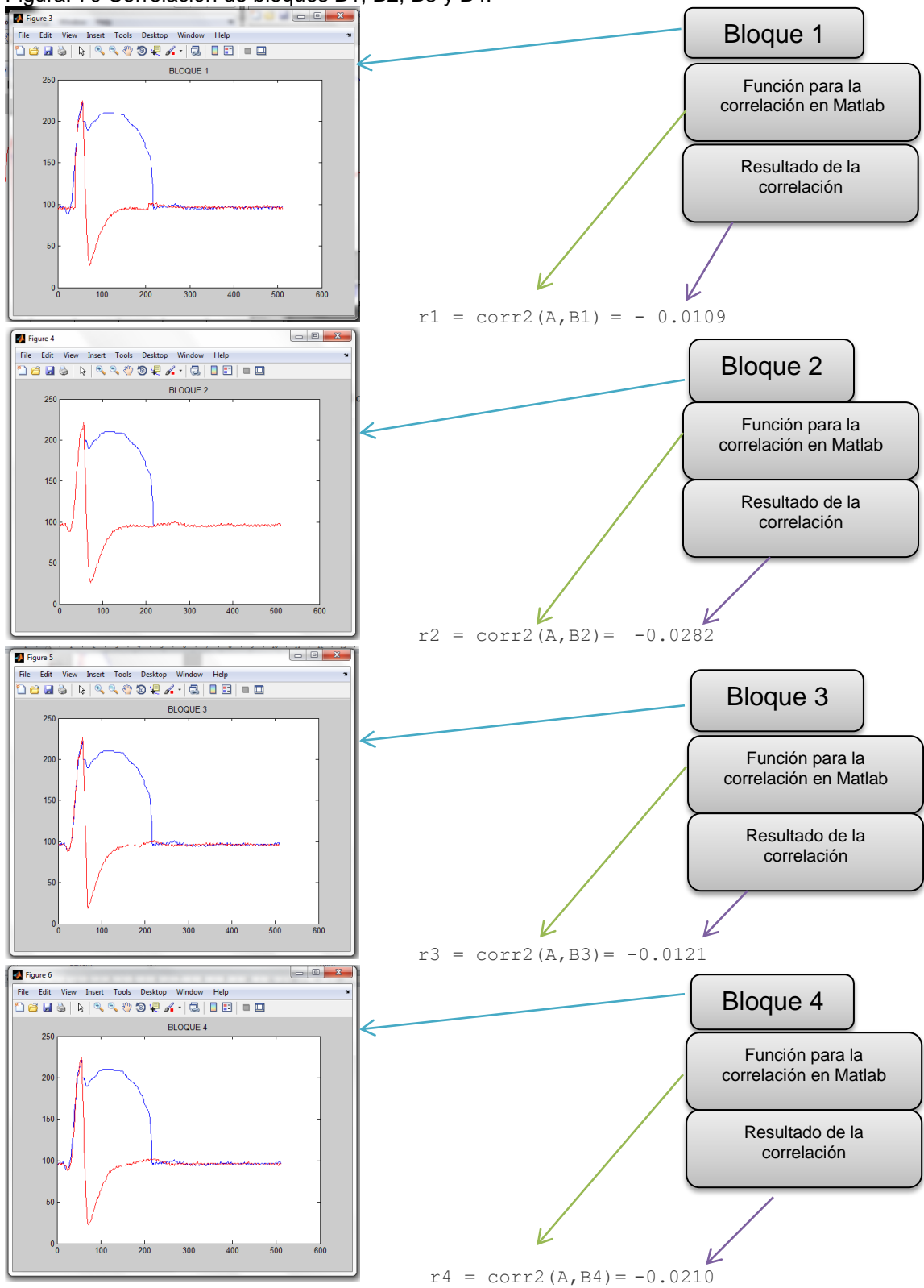
En la figura 69 se observar el desfase presentado en algunos casos y las señales ECG puestas en fase y recibidas por el sistema.

Figura. 69 Desfase y acople de las señales ECG.



Posteriormente en la sección 8, se trata sobre la correlación. En esta parte se realiza la correlación entre la señal de referencia y cada bloque B1, B2, B3 y B4 mediante la función $r = \text{corr2}(A, B1)$ de Matlab. En la figura 70 se especifica el procedimiento de correlación realizado en Matlab para cada bloque ECG con la señal de referencia.

Figura. 70 Correlación de bloques B1, B2, B3 y B4.

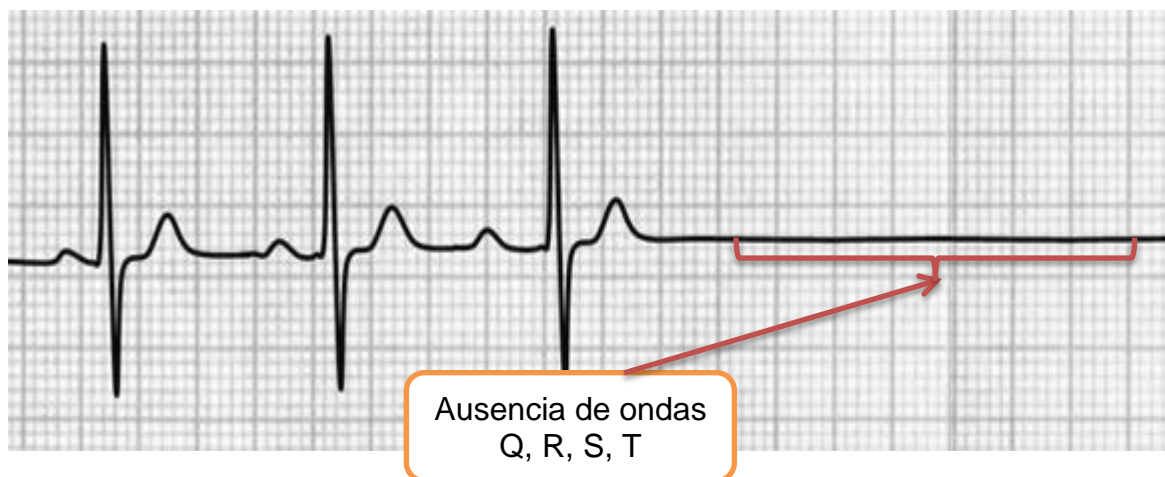


Consecutivamente tenemos en el diagrama de flujos, la sección 9, acoge la evaluación de los resultados dados por la correlación para cada bloque de la señal ECG del paciente. En esta se evalúa si el resultado obtenido en cada bloque es mayor a 0.3 puesto que si esta posee un valor positivo, quiere decir que la señal ECG del paciente no está presentando ondas S en la evaluación de cada ciclo de la señal por lo que da indicios de que la persona está presentando elevación del segmento ST. De ser cierta esta condición, el sistema activa la sección 10, la cual es la activación de las alarmas, y que será tratada en la sección 9.4 del documento.

11.3.3.5 Algoritmo de detección de un paro cardiaco.

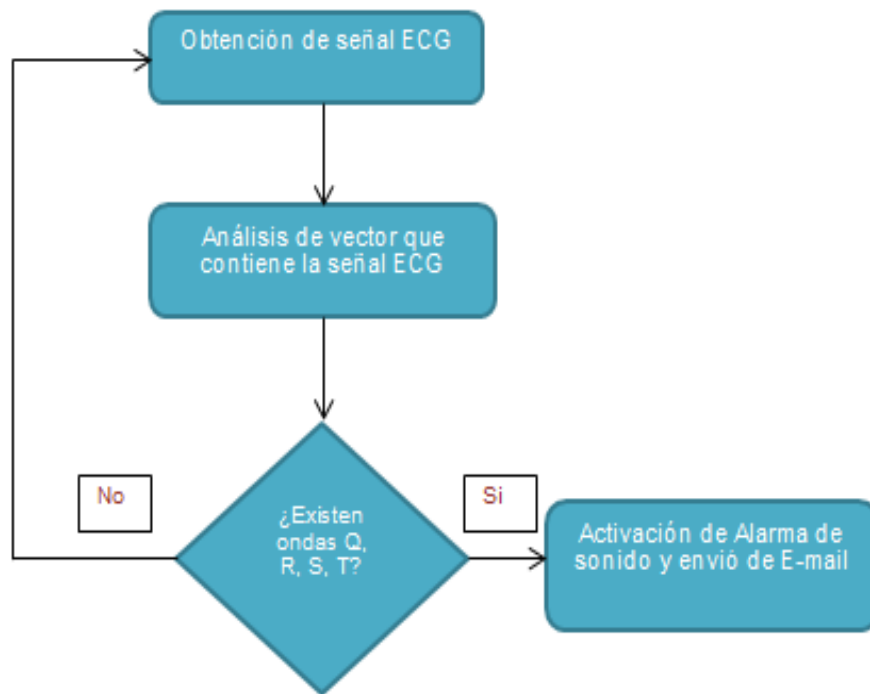
La detección del segmento ST, es un análisis que ayuda a identificar que una persona puede llegar a padecer un infarto, pero este detecta cuando un infarto se haga un hecho. También es necesario saber que algunos infartos se presentan sin mostrar elevación del segmento ST en el electrocardiograma, los cuales son llamados infartos subendocárdicos o infarto no Q. en la figura 71 se muestra un electrocardiograma con paro cardiaco donde se manifiesta la ausencia de las ondas Q, R, S, T.

Figura. 71 ECG de un paro cardiaco.



Para detectar cuando una persona está sufriendo un paro cardiaco, se desarrolló el diagrama de flujos de la figura 72, en este se presenta el proceso de análisis que realiza el código realizado en Matlab para la detección de un paro cardiaco, que se especifica en el anexo B del documento.

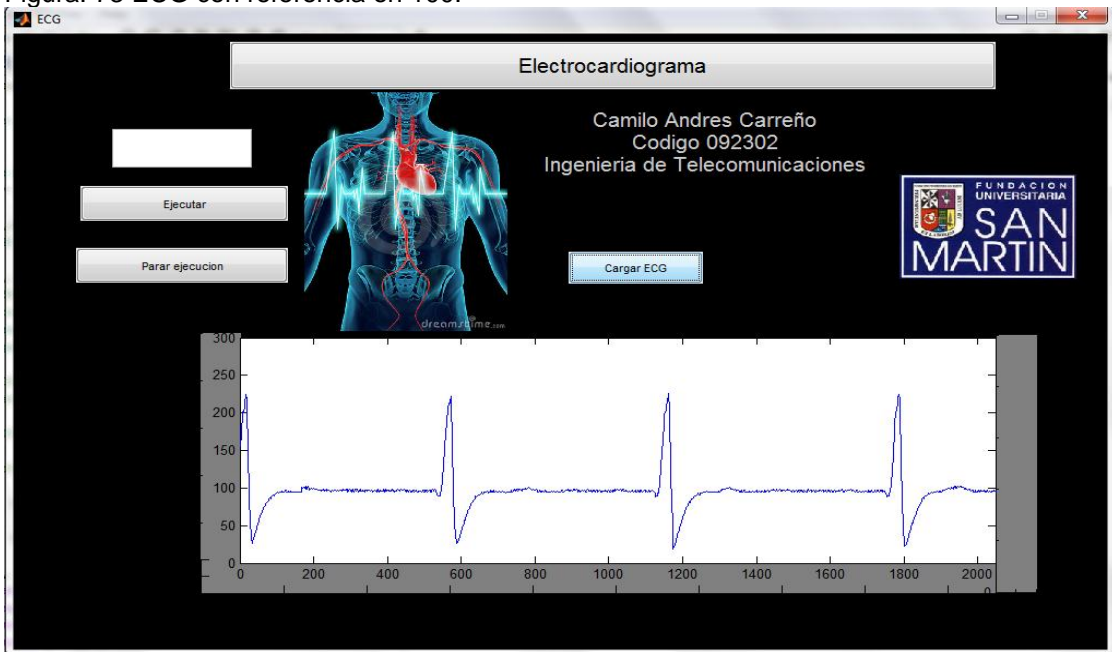
Figura. 72 Diagrama de flujos de detección de paro cardiaco.



(Autor, 2013)

La función de este algoritmo es recorrer el vector V donde se encuentra almacenada los datos de la señal ECG del paciente, posteriormente se realiza un análisis del vector que contiene la señal ECG, si el algoritmo detecta que no existen valores mayores al valor de referencia en una determinada cantidad de muestras, lo detectara como un paro cardiaco, puesto que si no existen valores mayores a 105 y esto querría decir que hay ausencia de las ondas Q, R, S, T. Cabe destacar, que el valor de referencia de la señal recibida es de 105, debido a que la señal ECG se le dio un nivel dc y quedo con valores mayores a cero, entonces el valor de referencia no sería 0 sino 105, para ver este caso, referirse a la figura 73. Si el algoritmo detecta que hay ausencia de las ondas electrocardiográficas, este activa la alarma de sonido y envía un E-Mail, para ver la configuración del algoritmo de alarma remitirse a la sección 9.4 del documento.

Figura. 73 ECG con referencia en 100.

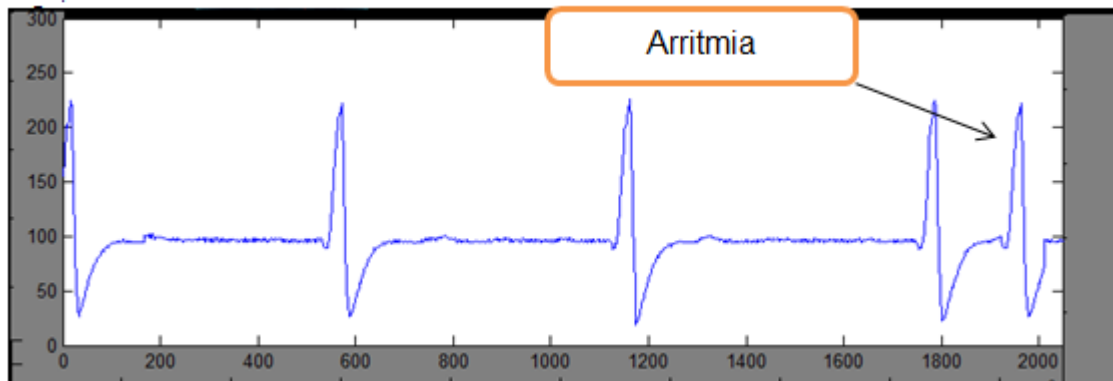


(Autor, 2013)

11.3.4 Algoritmo de detección de arritmia.

Dado que las arritmias son las palpitaciones anormales del corazón o más específicamente toda irregularidad, en el ritmo cardiaco. (Elías Rovira Gil, 2008). Se planteó desarrollar un algoritmo que permita detectar la cantidad de muestras que se tiene en un ciclo de la señal ECG. En la figura 74 se muestra una señal ECG son signos de arritmia.

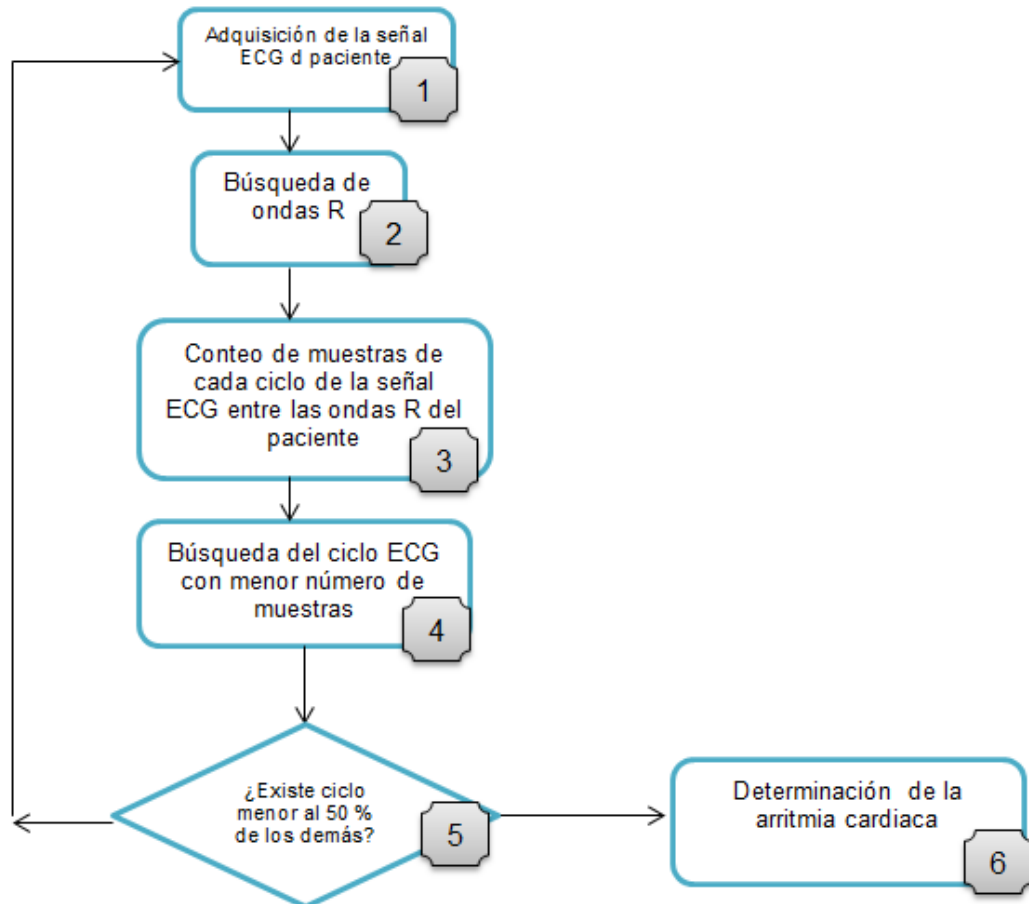
Figura. 74 ECG de una arritmia cardiaca.



(Autor, 2013)

Para el desarrollo del algoritmo de detección de arritmia cardiaca, se planteó desarrollar un código en Matlab (anexo C), el cual es capaz de detectar una arritmia. El siguiente diagrama de flujo que se especifica en la figura 75, se manifiesta el funcionamiento del algoritmo desarrollado en código de Matlab, el cual detecta la arritmia cardiaca.

Figura. 75 Diagrama de bloques de algoritmo de detección de arritmia.

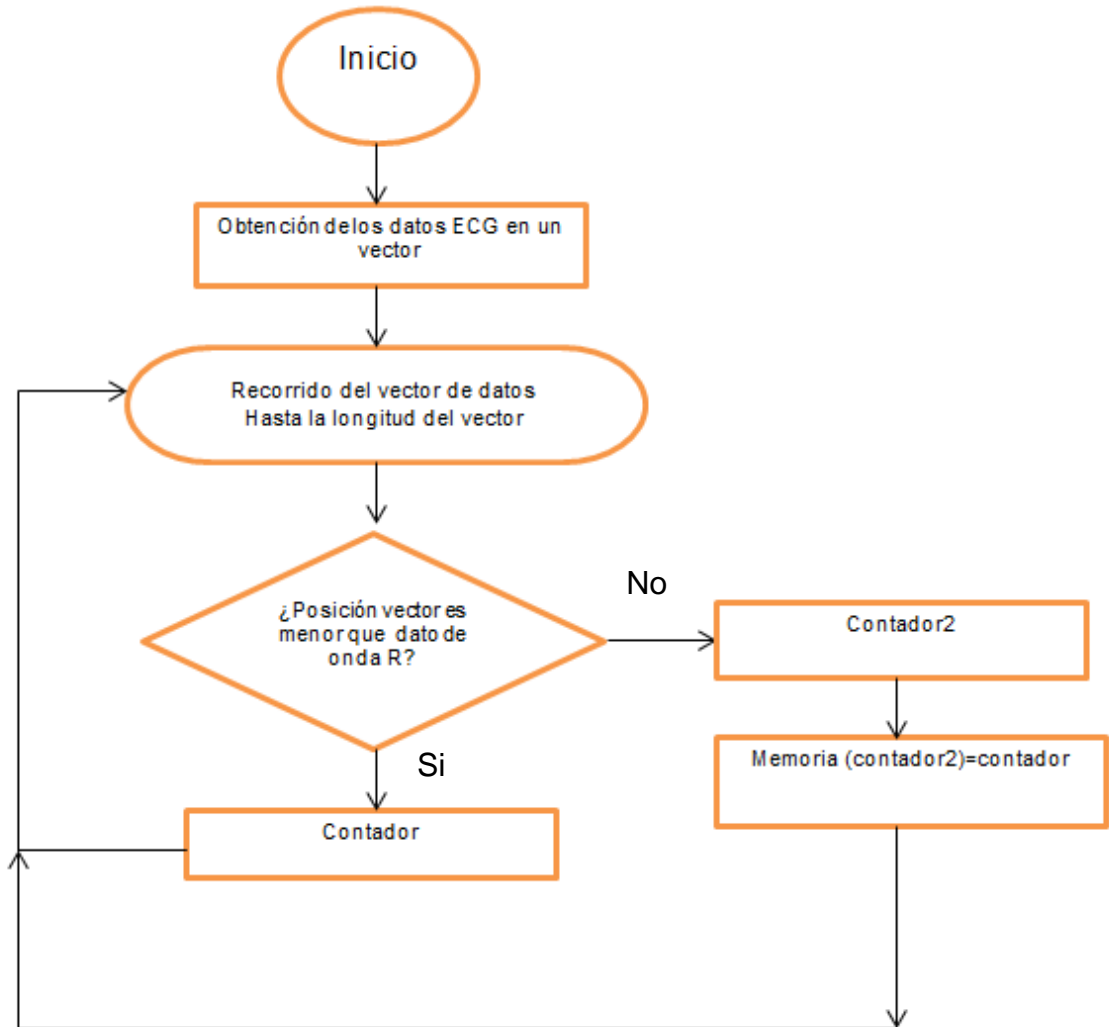


(Autor, 2013).

En el bloque 1, encontramos la adquisición de la señal ECG del paciente capturada en segmentos de 2048 muestras, que toma Matlab. Esta señal recibida se almacena en un vector de 2048 posiciones, con los respectivos datos de la señal ECG digitalizada.

Posteriormente, el bloque dos del diagrama, consiste en hacer un análisis de la señal, para la obtención de las ondas R. Esta búsqueda se realiza mediante el diagrama de flujo presentado en la figura 76.

Figura. 76 Diagrama de flujos análisis de arritmia.



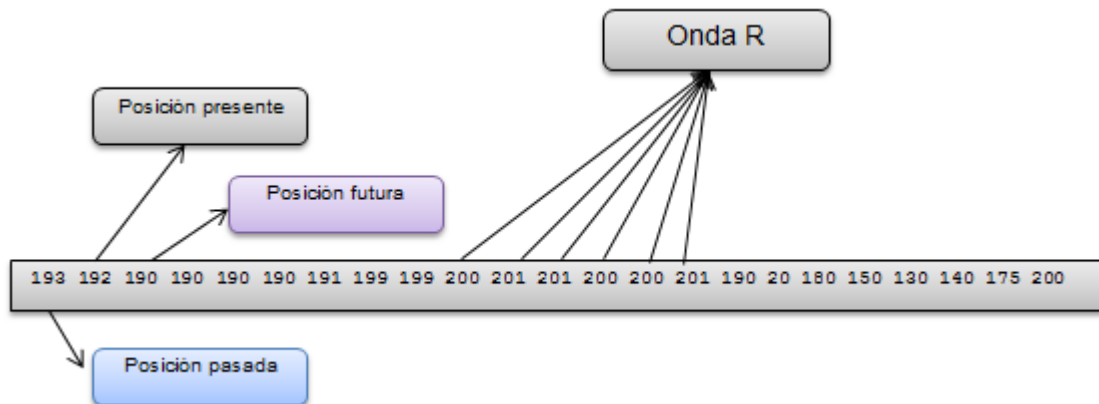
El diagrama de flujos de la figura 76 es la representación del proceso que realiza el código creado en Matlab, este código es el presentado en la figura 77.

Figura. 77 Código de análisis de arritmia.

```
for n=1:length(vector)
    if(n>1 & n<2048)
        if vector(n)<200& vector(n-1)<200& vector(n+1)<200;
            contador= contador+1;
        else
            contador2(n)= contador+2;
            K1=0;
        end
    else
        vector(2049)=200;
        contador2(n)= contador+2;
        K1=0;
    end
end
```

Este algoritmo realiza un recorrido desde la posición 1 hasta la longitud del vector. Cabe aclarar que la variable vector, es la variable donde se encuentra almacenada la señal ECG. Posteriormente se realiza una comparación desde la segunda posición del vector, verificando si tanto el dato anterior (posición pasada) como el datos posterior (posición futura) de la posición en que se encuentra, son menores que 200. Se toma el valor de 200 puesto que es un valor que únicamente es tomado por una onda R, debido a que es el punto más elevado que tiene una señal ECG. Si tanto el anterior como el posterior, menores que doscientos se va ejecutando un contador que computa las muestras menores a 200. Para reflejar este procedimiento de una mejor manera, se muestra la figura 78.

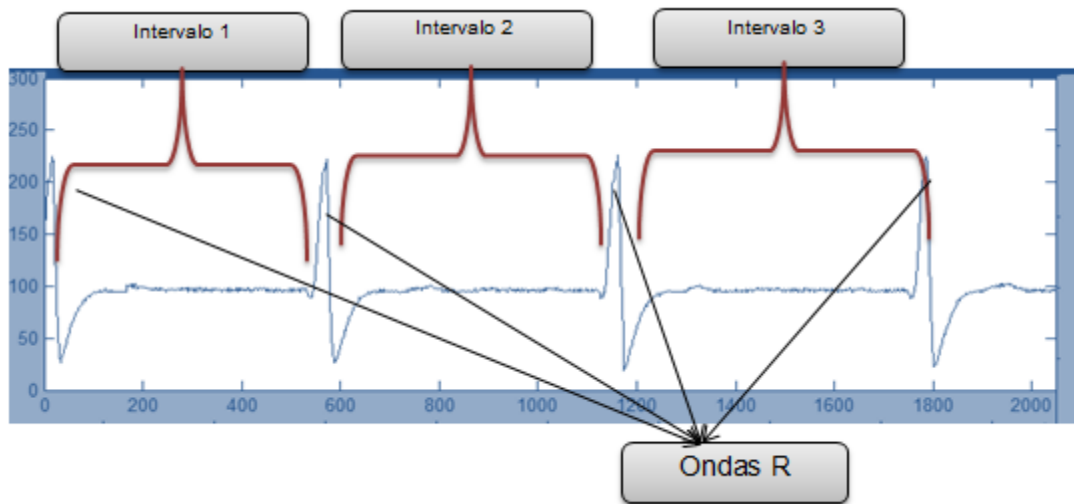
Figura. 78 Vector con datos de señal ECG.



De esta manera, en el bloque 3 se puede determinar la cantidad de muestras que hay entre cada intervalo de las ondas R tal como se muestra en la figura 79. La

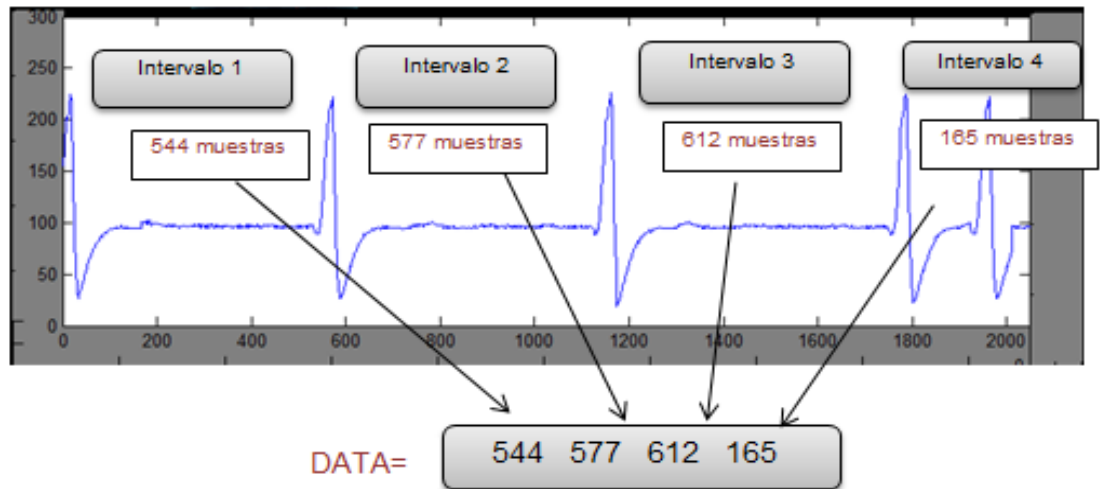
cantidad de muestras por cada intervalo se guarda en un vector llamado **data**, ver figura 80. la cantidad de intervalos surge dependiendo del estado de agitación que se encuentre el paciente, puesto que su frecuencia cardiaca puede aumentar o disminuir dependiendo de su estado.

Figura. 79 Intervalos de muestra para cada ciclo ECG.



(Autor, 2013)

Figura. 80 Conteo de muestra para cada ciclo ECG.

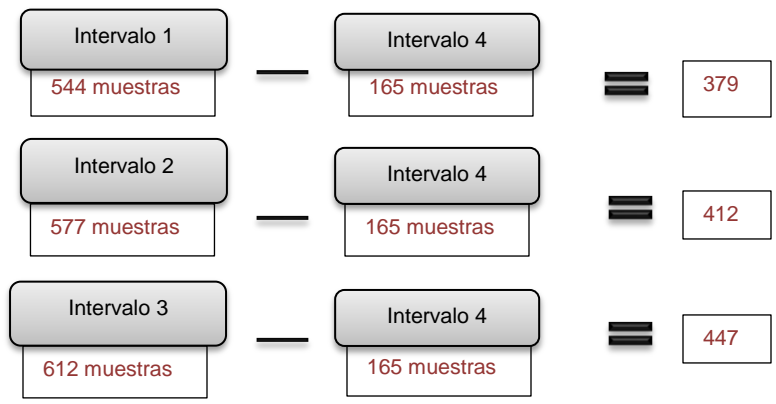
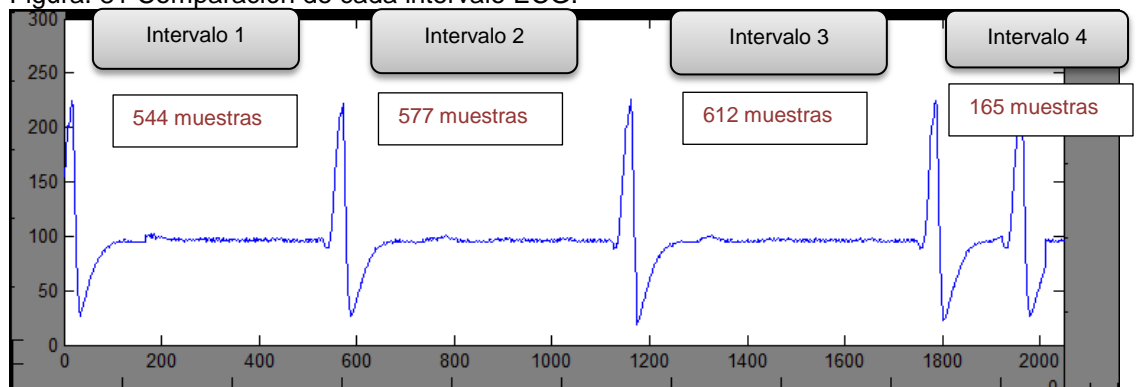


(Autor, 2013)

Consecuentemente, en la sección 4 del diagrama de bloques, se realiza la búsqueda del intervalo con el menor número de muestras para esto se realizó mediante la instrucción `datamin=min(data)` la cual arroja el menor valor que se contiene en un vector

Para este caso el valor mínimo del vector **data**, sería el intervalo 4, que contiene una muestra de 165. Así en la sección 5 del diagrama de bloques, se realiza una comparación de los demás intervalos con que tiene la menor cantidad de muestras. Esta comparación se efectúa mediante una resta para ver la diferencia de los demás intervalos con el de menor cantidad de muestra. En la figura 81 se representa este proceso.

Figura. 81 Comparación de cada intervalo ECG.



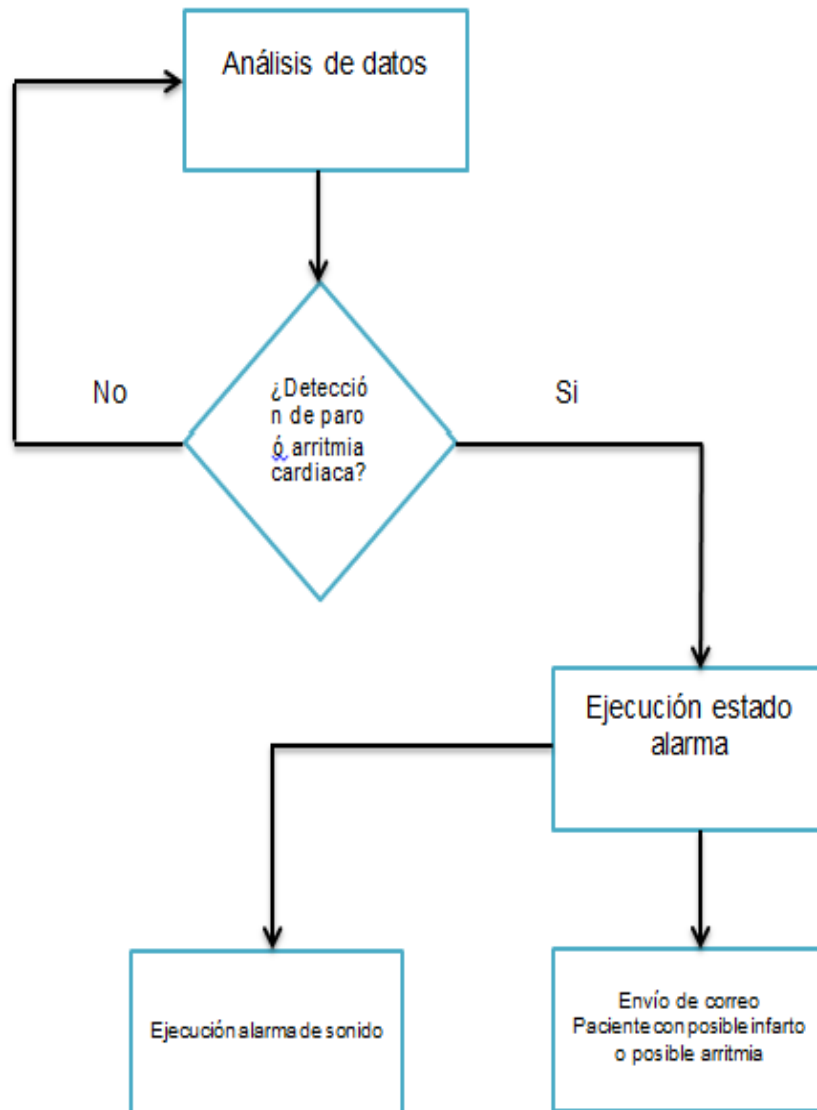
(Autor, 2013)

Con la diferencia de los intervalos, en la sección 6 del diagrama de bloque se determina si la persona posee una arritmia cardiaca. Esto se efectúa evaluando si la diferencia entre cada intervalo, es mayor a 250, si es así, el sistema de alarma se activa y envía un E-mail a los destinos configurados anteriormente.

11.4 SISTEMA DE ALARMA MEDIANTE CORREO ELECTRÓNICO.

El sistema de alarma implementado fue elaborado mediante un código que se desarrolló en el software de Matlab, este sistema consta de un estado de alarma de sonido y un sistema de aviso mediante correo electrónico. El siguiente diagrama de la figura 82 muestra el funcionamiento de dicho sistema.

Figura. 82 Diagrama del sistema de alarma.



En primer lugar según el diagrama, encontramos el análisis de datos, este primer bloque hace parte del desarrollo del tercer objetivo. Pero debido a que el sistema de alarma depende en gran proporción al análisis que se le realice a los datos de la señal cardiaca, se incluye en este diagrama, mediante el análisis se determina si el paciente posee o está padeciendo un paro cardiaco o una arritmia cardiaca de no ser así el sistema sigue analizando los nuevos datos de entrada, para tener un análisis constante de la evolución de la salud del paciente.

Si es el caso que el paciente llegase a presentar un paro o una arritmia el sistema de alarma se activará, ejecutando la alarma de sonido y él envió de correos electrónicos hacia las direcciones de correo programadas.

Los tipos de alarma que se desarrollaron fueron una alarma de sonido, y una alarma mediante el envío de correo electrónico.

11.4.1 Alarma de sonido.

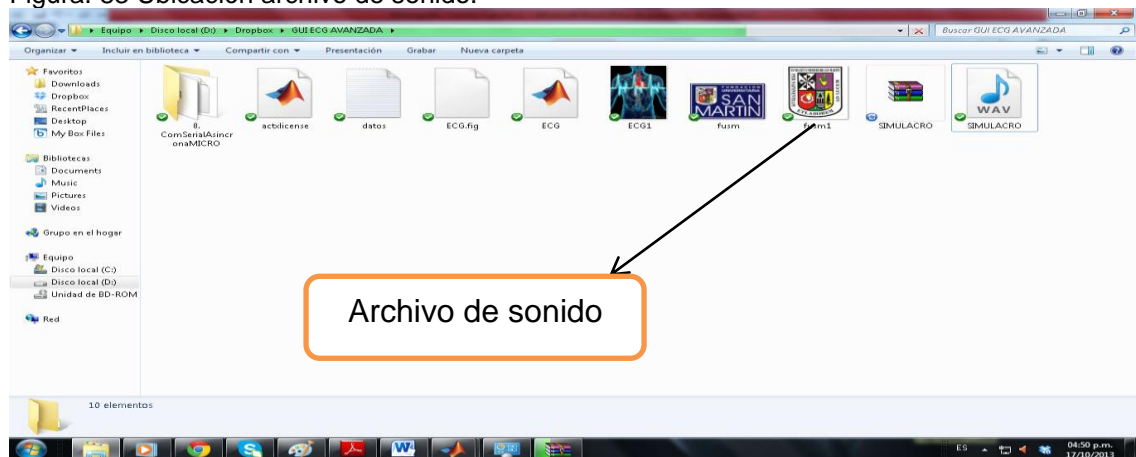
Un sistema de alarma de sonido, es un componente de seguridad pasiva. Esto quiere decir que este tipo de alarma no evita el problema, pero sí es capaz de advertir de éste, además de permitir la rápida intervención sobre el problema y atenuar los daños producidos por este. (Altamirano, 2005)

Como primera instancia se desarrolló la alarma de sonido. Esta se implementó con el objetivo de alertar en el lugar de residencia, a las personas cercanas al paciente, de que este estaría padeciendo alguna de las dos enfermedades (paro o arritmia cardiaca), y así lograr que al paciente se le pueda brindar la atención oportuna.

La idea es que si se llegase a detectar una de las dos enfermedades, el sistema de alarma se encienda automáticamente. Cabe aclarar que el archivo de sonido se guardó con el nombre de SIMULACRO dentro de la carpeta donde se ejecuta el programa hecho en Matlab. En la figura 83 se muestra la ubicación del archivo de sonido.

El anexo D muestra el código de programación del sistema de alarma de sonido implementado en Matlab.

Figura. 83 Ubicación archivo de sonido.

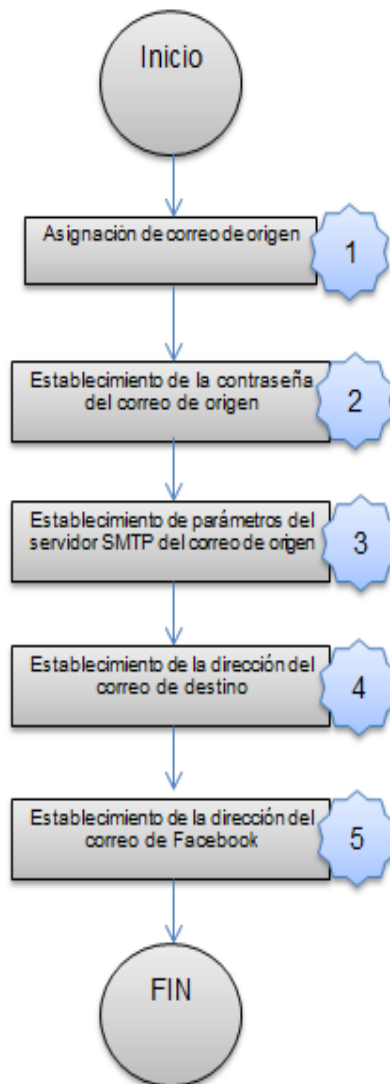


11.4.2 Alarma mediante correo electrónico.

La función principal del sistema de alarma vía correo electrónico, es la de advertir a personas ajenas al lugar de residencia del paciente, del problema que puede padecer el este en determinado momento. Para lograr esto, se desarrolló un algoritmo mediante código en Matlab, el cual permite enviar correos electrónicos a determinadas personas.

En el desarrollo de la alarma a través de E-mail se implementó mediante el código establecido en el anexo D, este código se fundamenta en el diagrama de flujos de la figura 84.

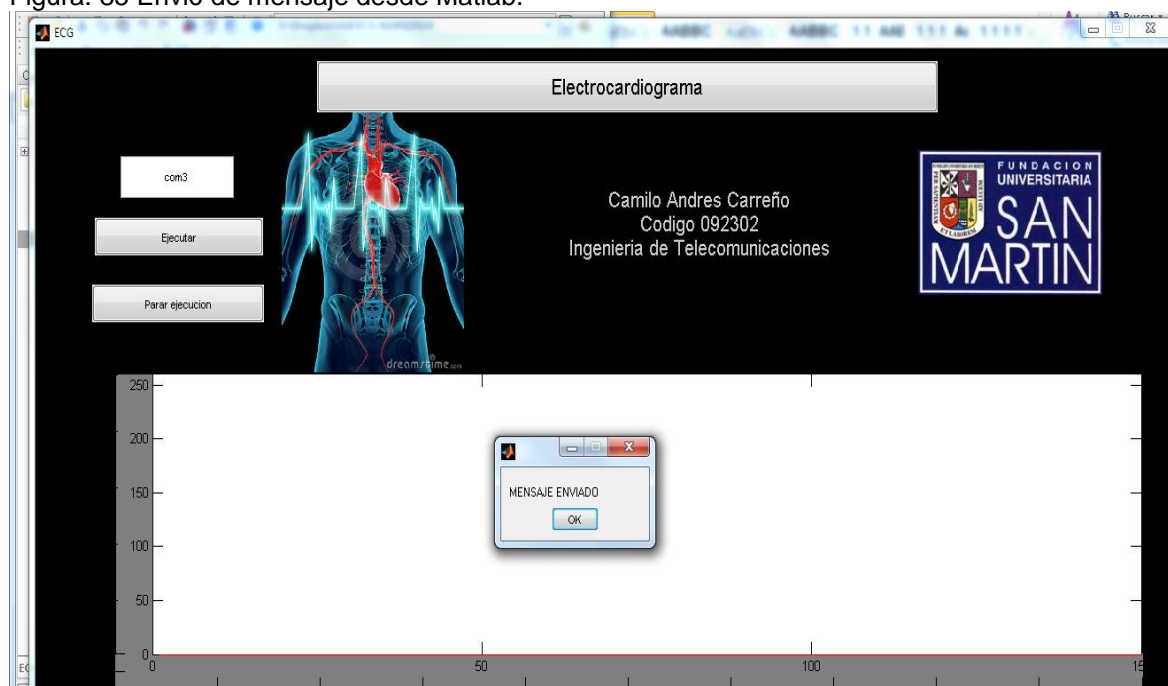
Figura. 84 Diagrama de flujo de sistema de envío de E-mail



El diagrama de flujos desarrollado, se configura parámetros de una cuenta de correo de la cual se realiza el envío de E-mails. Como se puede observar en el bloque 1, se configura la cuenta de correo de la cual se hace el envío de los mensaje, en este caso se configuro una cuenta en Gmail la cual es la que 'cc092302@ingenieria.sanmartin.edu.co', cabe destacar que esta cuenta es la que usa Matlab para hacer el envío de los correo. En el segundo bloque se configura el la contraseña de usuario para que Matlab acceda directamente al correo, esta parte es muy importante, puesto que mediante esta contraseña Matlab podrá acceder al correo para realizar el envío de información a través de internet. En el tercer bloque se configurar parámetros del servidor del correo de origen, por lo general estos son parámetros que se establecen por defecto en el código que usa Matlab para realizar este proceso.

Posteriormente en el cuarto bloque se define el o los correos a los cuales se van a realizar el envío de E-mails, cuando el sistema detecte alguna patología. Por último tenemos el quinto bloque, cabe resaltar que este es un adicional que se aplicó al proyecto, aquí se define el correo de la cuenta de Facebook a la que también se quiere que lleguen los correos, es importante aclarar que el tiempo de recepción del correo en Facebook es retrasado. En la figura 85 se muestra una ventana que señala el envío satisfactorio de los correos enviados.

Figura. 85 Envío de mensaje desde Matlab.



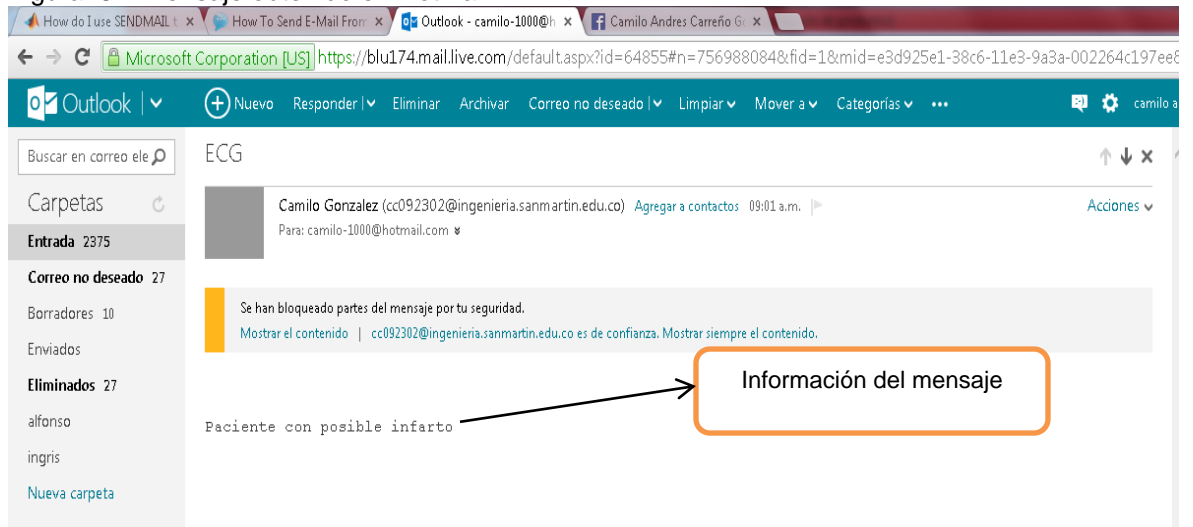
Consecuentemente en la figura 86, se puede observar la recepción del mensaje en una cuenta de Hotmail, enviado desde Matlab con el mensaje de alerta del paciente, allí se observa en la bandeja de entrada el mensaje recibido con el asunto de este.

Figura. 86 Recepción de mensaje en Hotmail.



Posteriormente en la figura 87 se puede ver la información del mensaje, donde se especifica el problema que está padeciendo el paciente.

Figura. 87 Mensaje obtenido en Hotmail.



El mensaje de alarma también es recibido en la cuenta de Facebook que se configuró en el código 2 de la configuración del sistema de alarma en Matlab. En la figura 88 se presenta la recepción del mensaje en la cuenta de Facebook configurada.

Figura. 88 Recepción mensaje en Facebook.



Mensaje de Alarma

12. PRUEBAS Y RESULTADOS.

En este apartado se describe, como una vez conformado todo el sistema, se ejecutan una serie de pruebas, para evaluar el funcionamiento del sistema de monitoreo de señales cardiacas en pacientes domiciliarios.

Para el desarrollo de las pruebas del proyecto, demostración y verificación del mismo, fue imprescindible, realizar un secuencia de procesos, que permitieron adquirir datos, con los cuales se puede llegar a analizar y obtener una respuesta a las señales electrocardiográficas, obtenidas por el sistema planteado. El tipo de pruebas que se realizaron fueron las siguientes:

- Prueba de captación de señales electrocardiográficas.
- Prueba de distancia en la transmisión inalámbrica de las señales electrocardiográficas.
- Prueba de detección de elevación del segmento ST.
- Prueba de detección de un Paro Cardiaco
- Prueba de detección de arritmia cardiaca.

12.1 PRUEBA DE CAPTACIÓN DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS.

En esta prueba, se pretende ver como el sistema, logra captar las señales ECG de diferentes pacientes, mediante el uso del circuito de adquisición y los módulos Xbee.

12.1.1 Objetivo de la prueba.

Verificación y ejecución del proceso de la adquisición de las señales electrocardiográficas.

12.1.2 Recursos a utilizar.

- Electroodos
- Circuito de adquisición de la señal cardiaca
- Módulos Xbee TX y RX
- Computador
- Software de Matlab
- 20 personas aleatorias, dispuestas a colaborar con la prueba.

12.1.3 Procedimiento a desarrollar.

Se implementa la captura de señales electrocardiográficas en 20 personas, mediante el uso del circuito de adquisición de las señales ECG, desarrollado en el proyecto.

La prueba de adquisición de las señales ECG, es plenamente indolora para la persona que está siendo monitoreada.

Para la realización de la prueba, se les solicitó a las personas que se sienten en una posición recta, y se les requirió retirar de todos los objetos metálicos que llevaran encima.

Posteriormente, se le coloca los electrodos adhesivos. El Electrodo 1 es puesto en el área intercostal y el borde izquierdo del esternón, el electrodo 2, en el área intercostal en la línea media clavicular, y el electrodo 3: En el brazo izquierdo, evitando prominencias óseas. Consecutivamente se conectan los cables, que van desde los electrodos al circuito de adquisición de las señal ECG. La recolección del registro dura unos pocos segundos, en las que el paciente debe permanecer quieto.

12.1.4 Resultados esperados.

Obtener el registro y/o datos que componen la señal ECG de los pacientes y obtener la representación gráfica de los datos en el software de Matlab. Visualizar las señales ECG filtrada, y amplificadas en el osciloscopio.

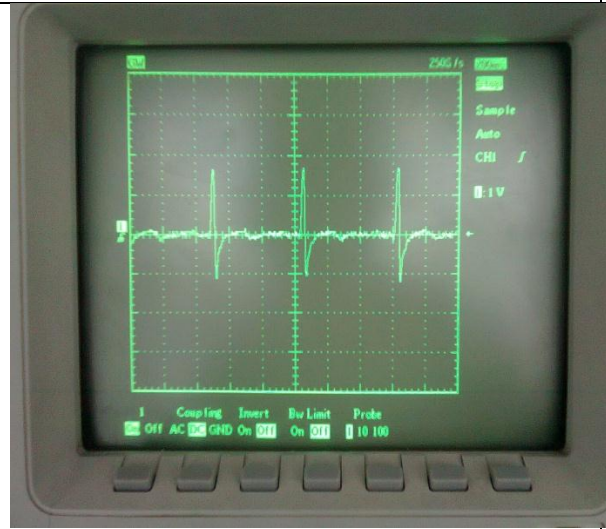
12.1.5 Resultados Obtenidos.

En la siguiente tabla se muestra las diferentes etapas de pruebas que se le realizaron al circuito de adquisición desarrollado.

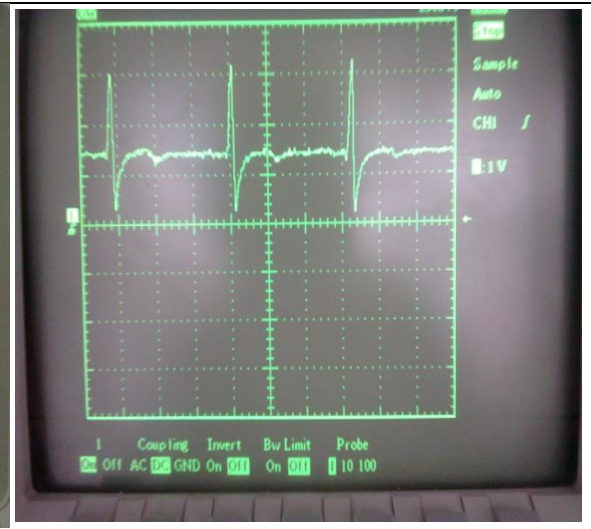
Tabla 4 Prueba de adquisición de señal en circuito

Etapa de amplificación con AD620	Etapa de filtrado
	

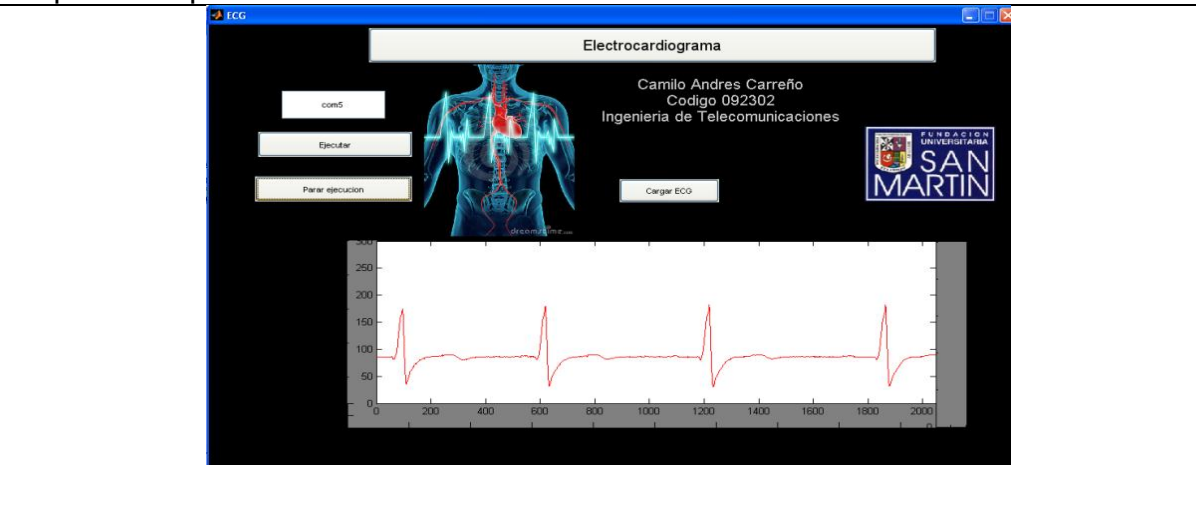
Segunda etapa de amplificación con OP07



Etapa de elevación de nivel DC



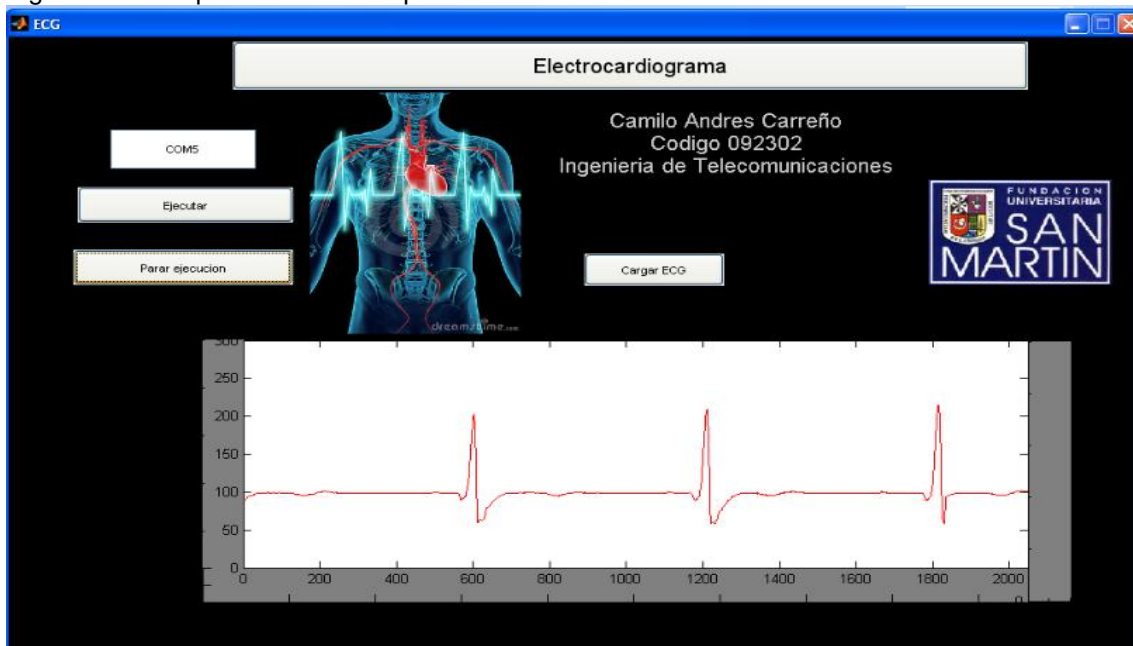
Etapa de adquisición de datos en Matlab.



En las siguientes figuras, se pueden observar el nombre, y la representación gráfica de la señal ECG en Matlab, de cada uno de las personas a las que se les realizó la prueba.

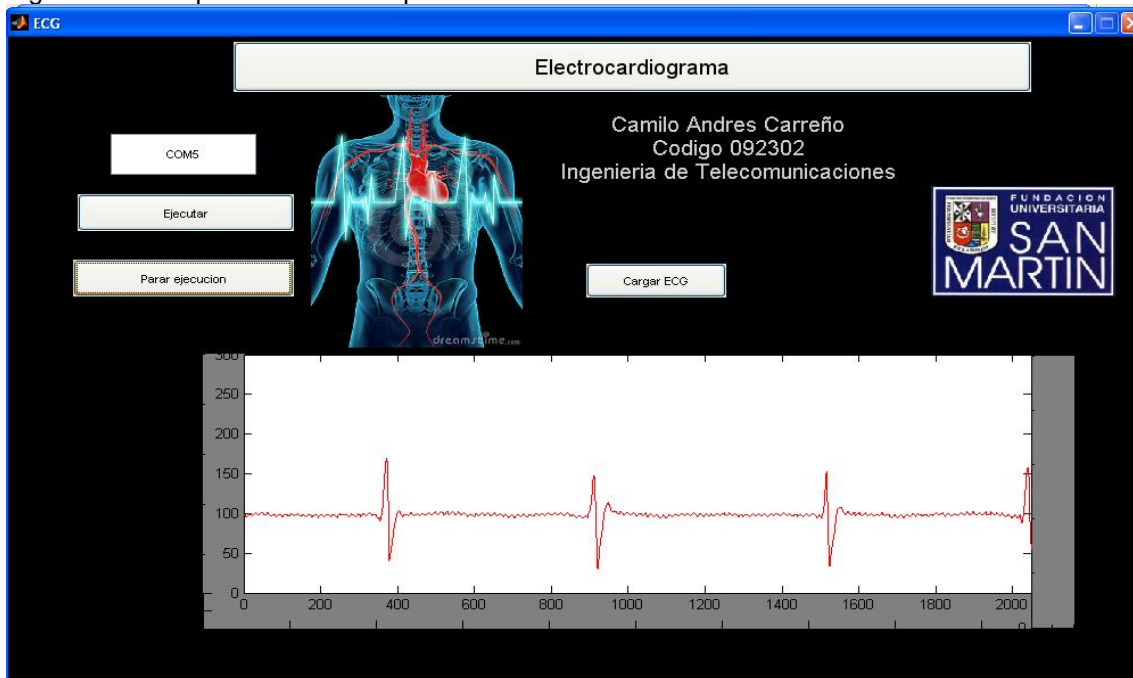
Paciente 1. Arnold Andrés Lara: edad 21 años

Figura. 89 Recepción señal ECG paciente 1.



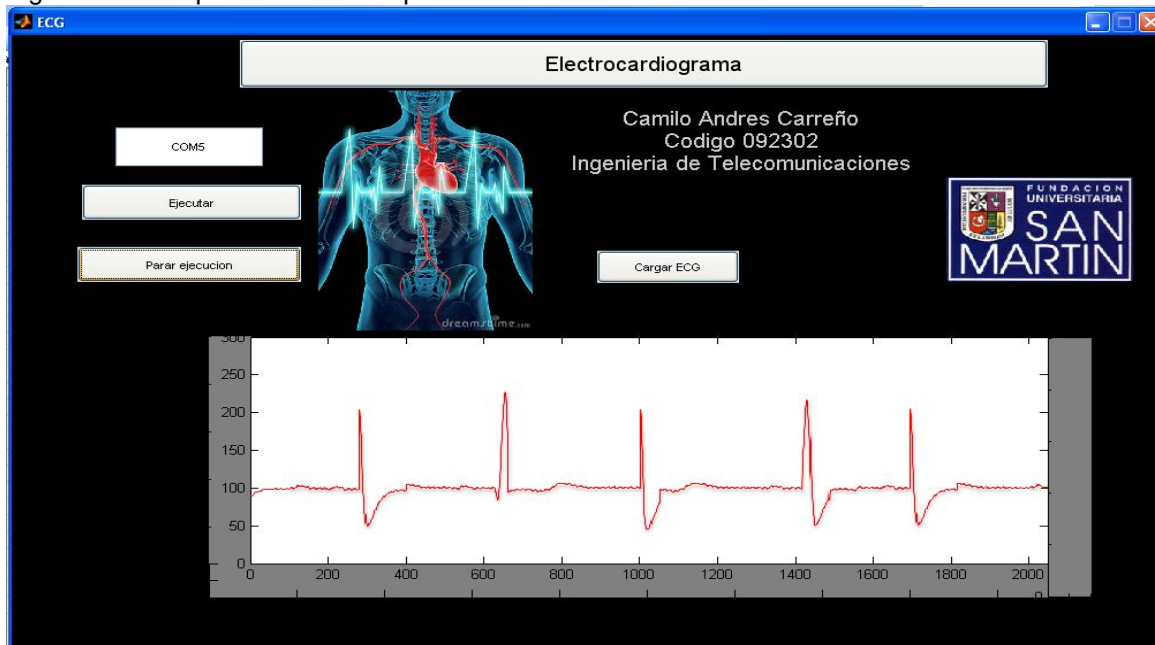
Paciente 2. Juan Sebastián García Polo: edad 20 años

Figura. 90 Recepción señal ECG paciente 2.



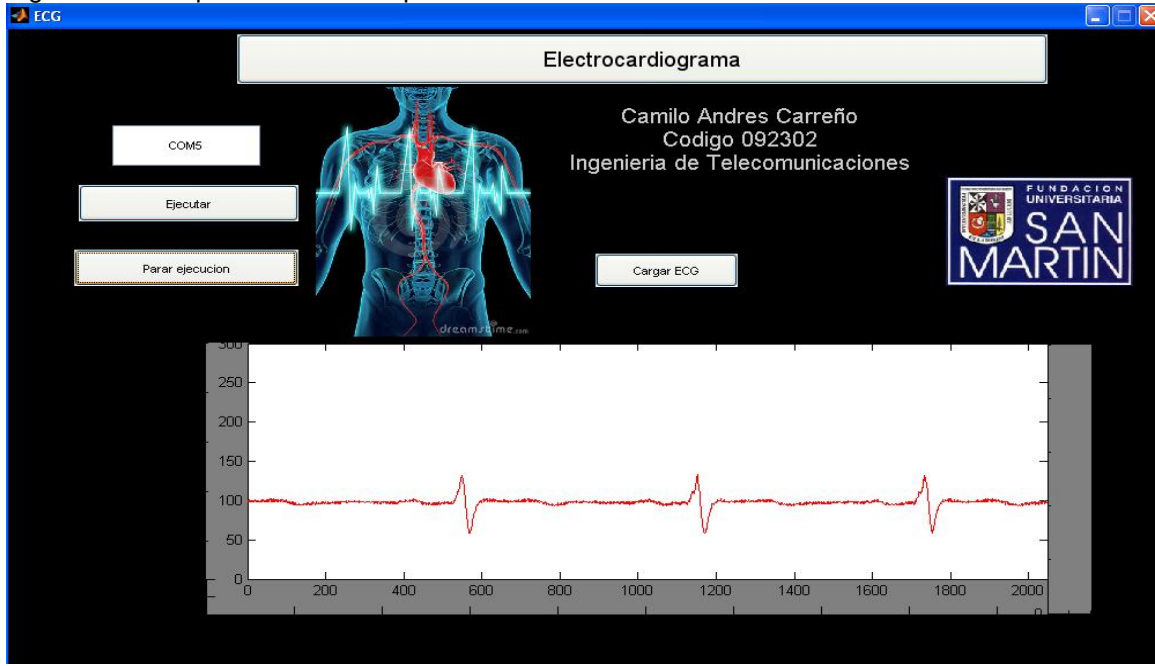
Paciente 3. Andrés Bobadilla: edad 21 años

Figura. 91 Recepción señal ECG paciente 3.



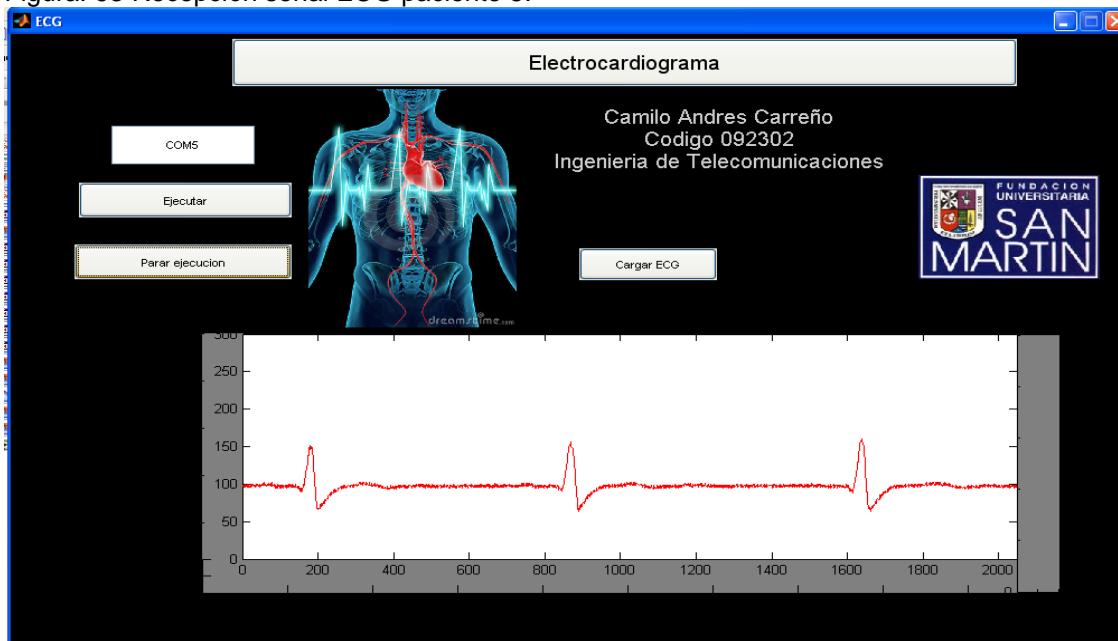
Paciente 4. Pamela Hernández: edad 26 años

Figura. 92 Recepción señal ECG paciente 4.



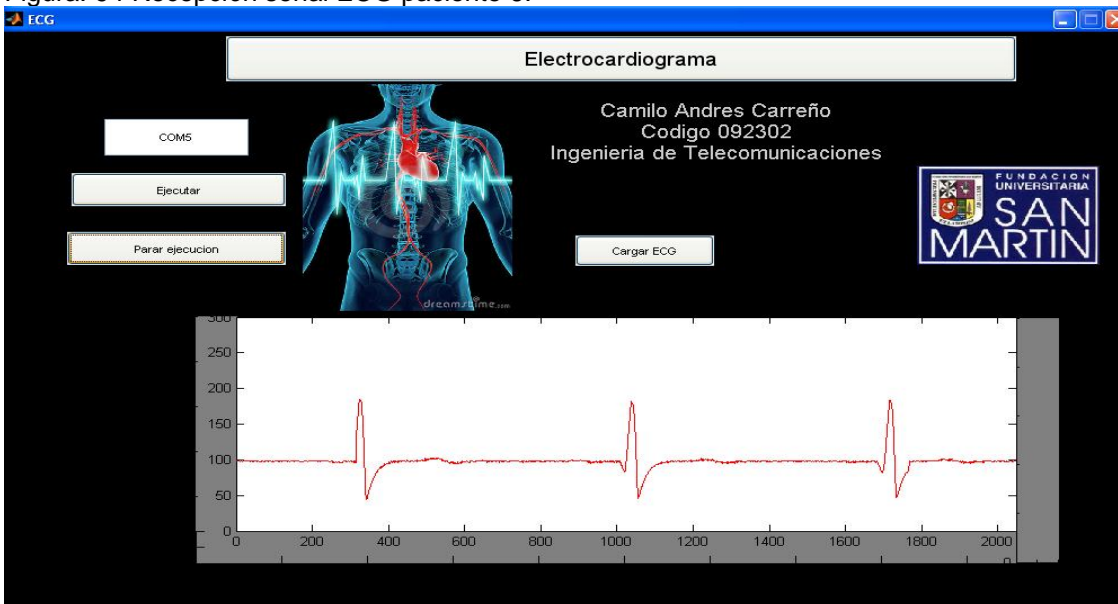
Paciente 5. Viviane Montaña: edad 23 años

Figura. 93 Recepción señal ECG paciente 5.



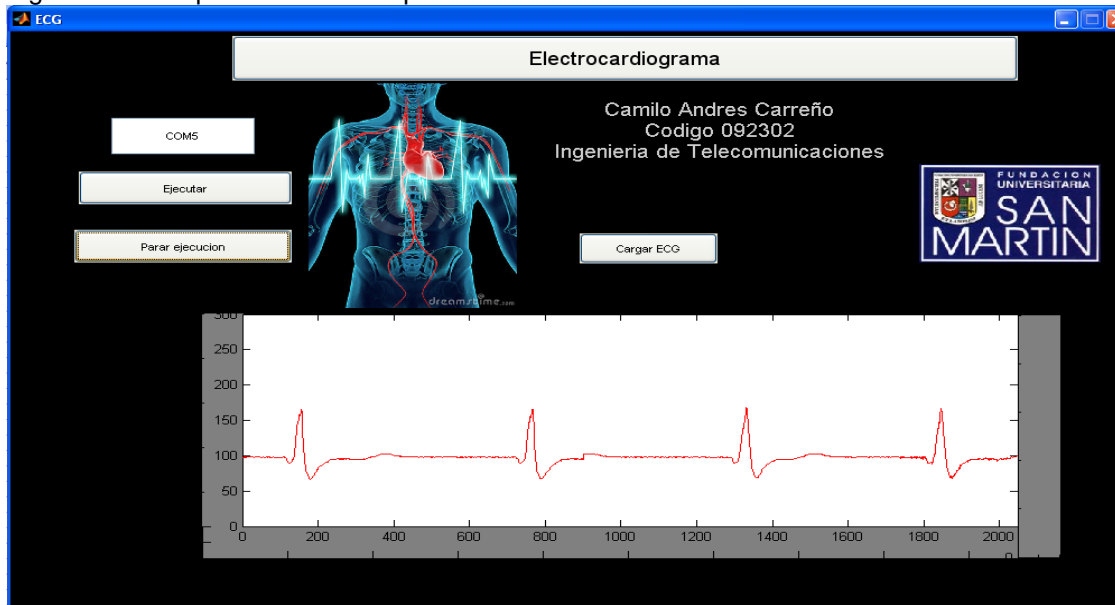
Paciente 6. Karen Guerrero: edad 26 años.

Figura. 94 Recepción señal ECG paciente 6.



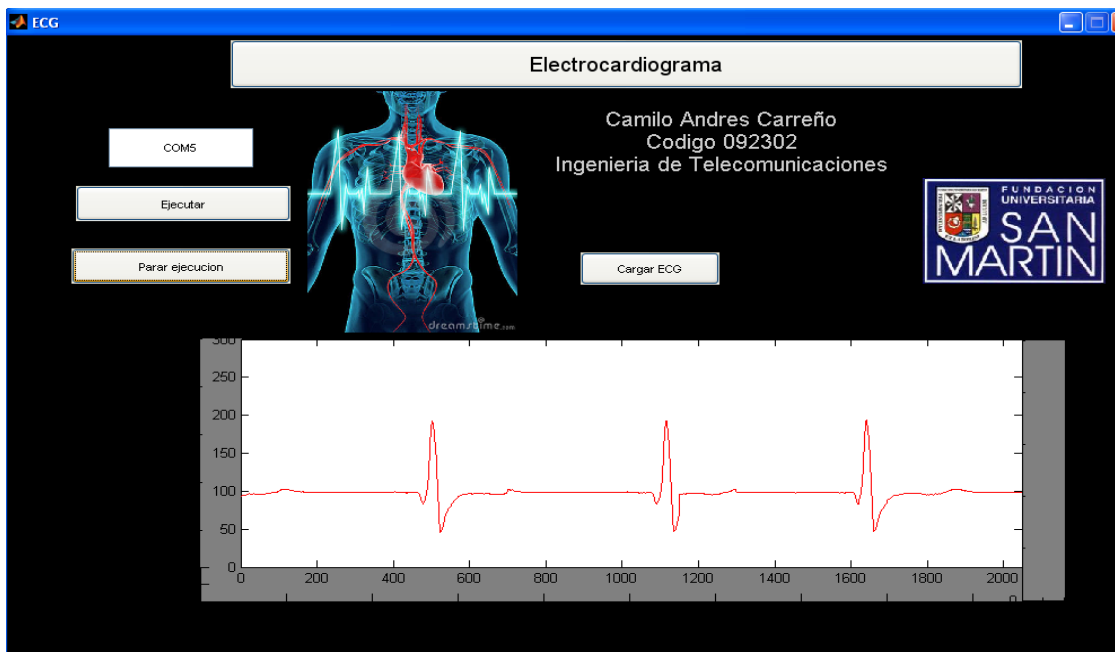
Paciente 7. Diego Felipe Contreras: edad 21 años.

Figura. 95 Recepción señal ECG paciente 7.



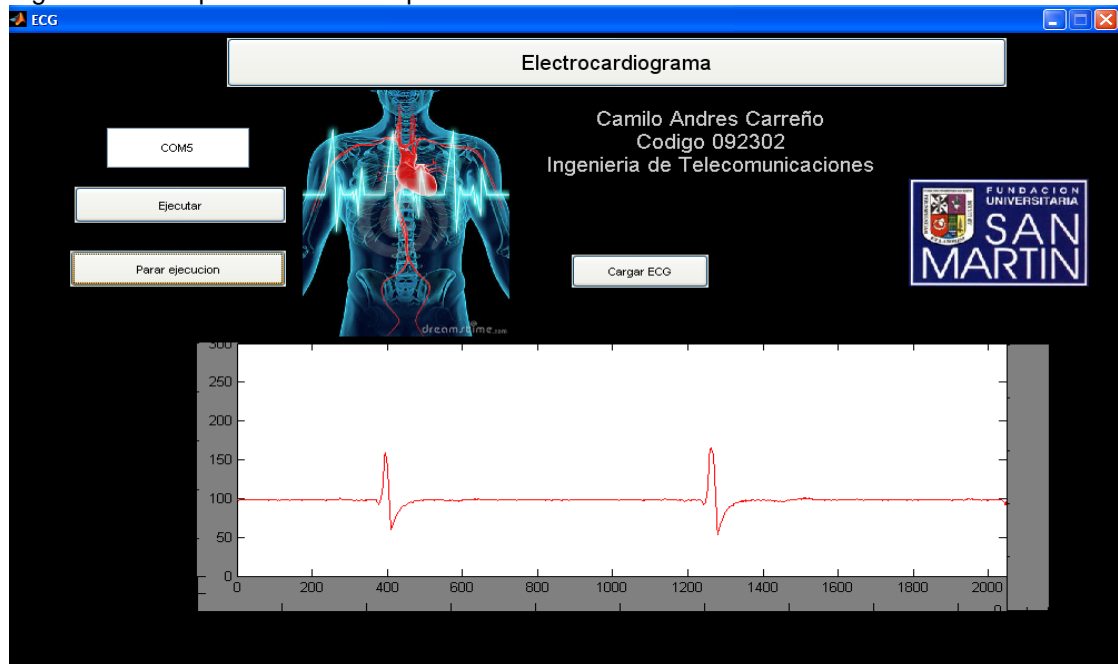
Paciente 8. Álvaro Aguilar: edad 21 años.

Figura. 96 Recepción señal ECG paciente 8.



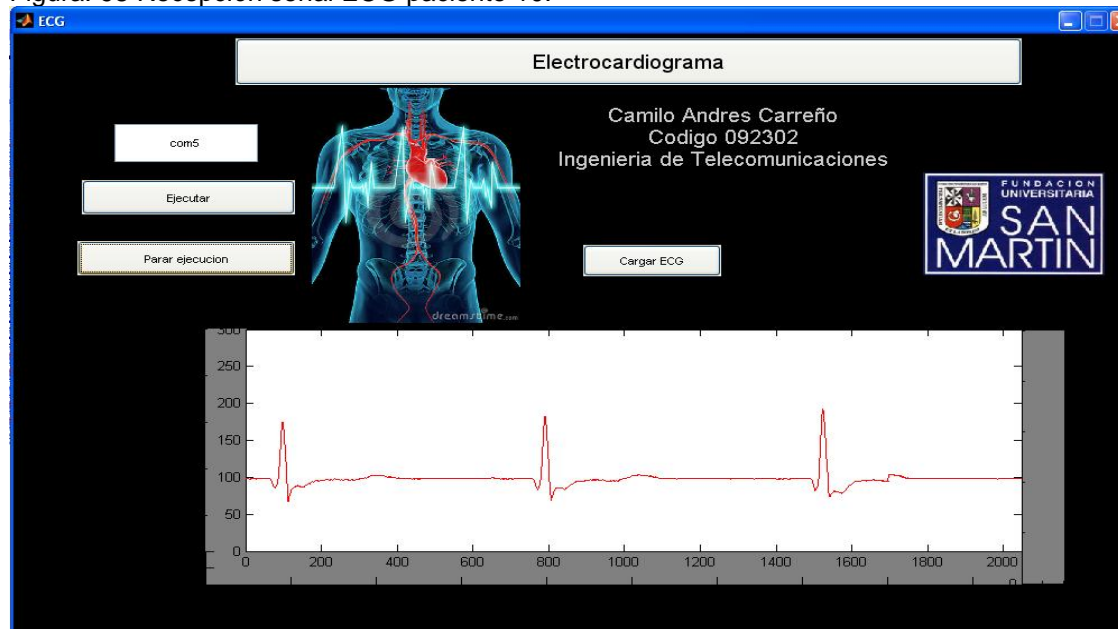
Paciente 9. Juan David Rodríguez, edad 23 años.

Figura. 97 Recepción señal ECG paciente 9.



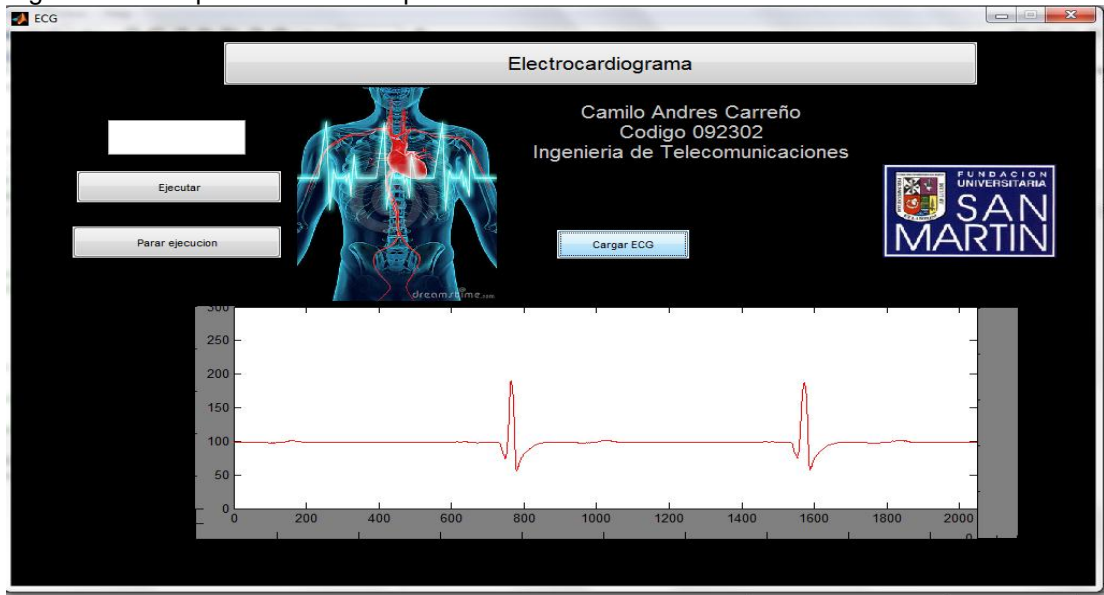
Paciente 10. Jesús Bohórquez, edad 23 años.

Figura. 98 Recepción señal ECG paciente 10.



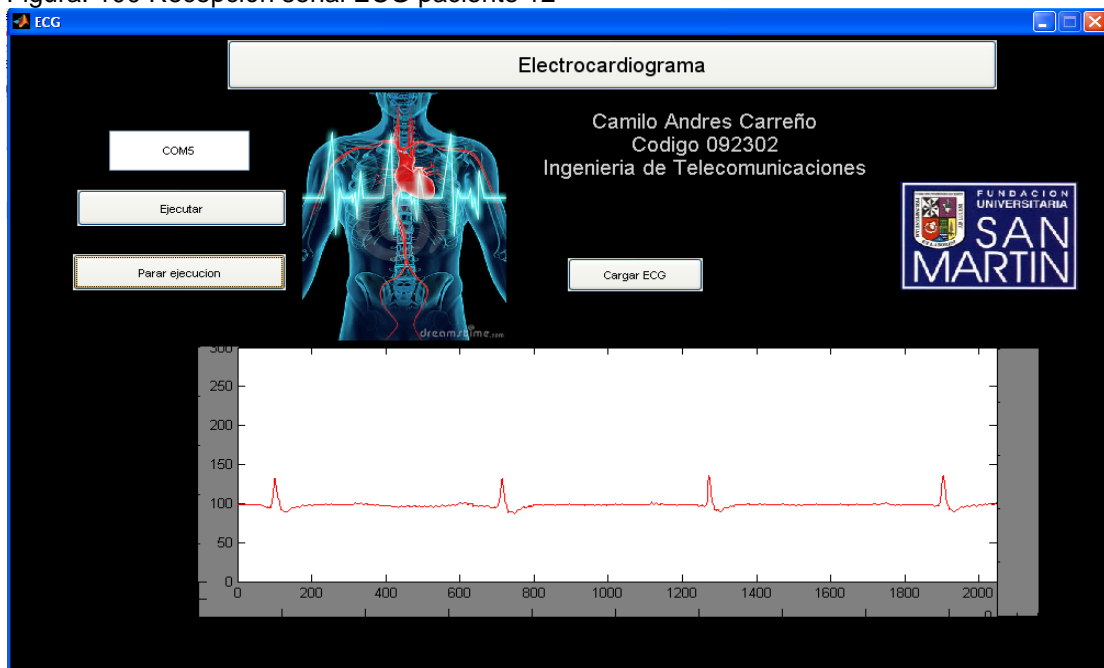
Paciente 11. Harold Peña, edad 26 años.

Figura. 99 Recepción señal ECG paciente 11



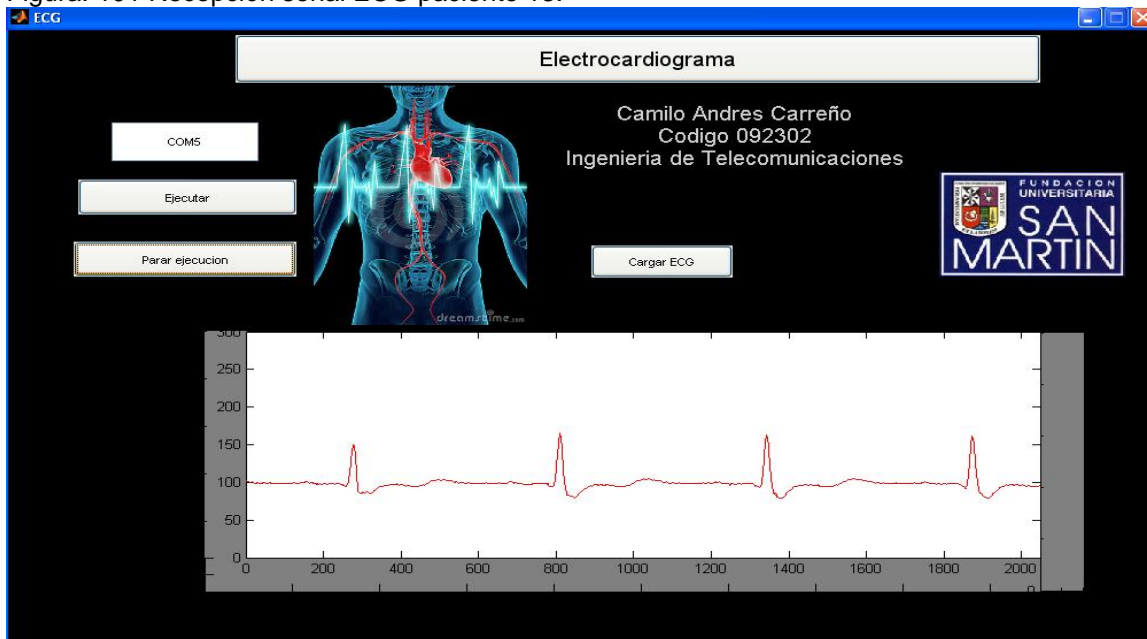
Paciente 12. Alejandro Blanco, edad 23 años.

Figura. 100 Recepción señal ECG paciente 12



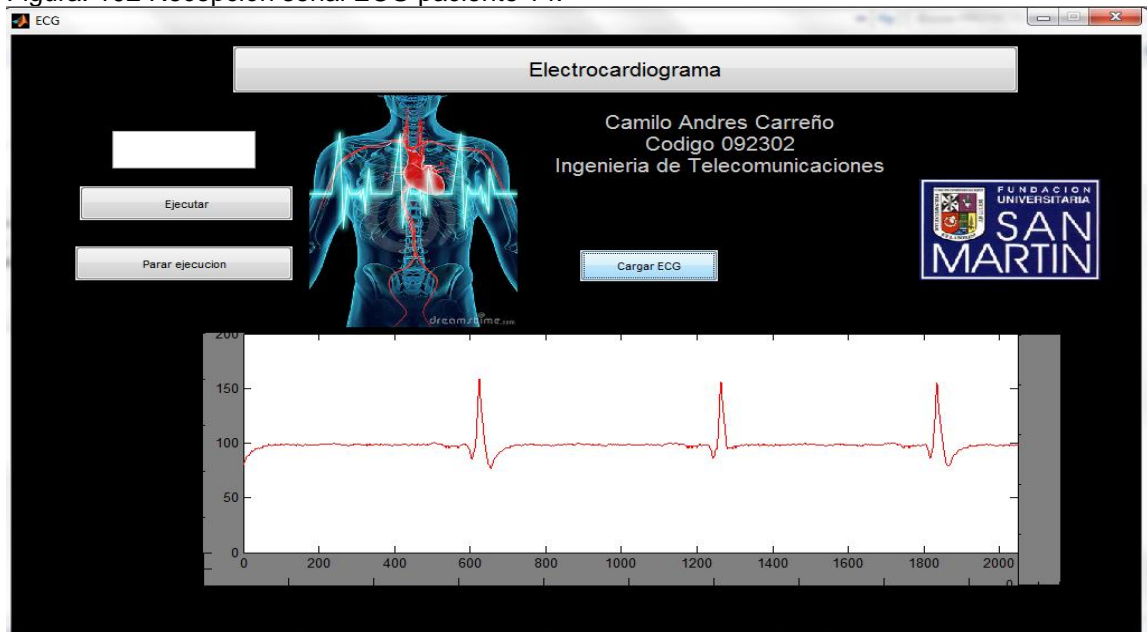
Paciente 13. Ralphi Yareth, edad 24 años.

Figura. 101 Recepción señal ECG paciente 13.



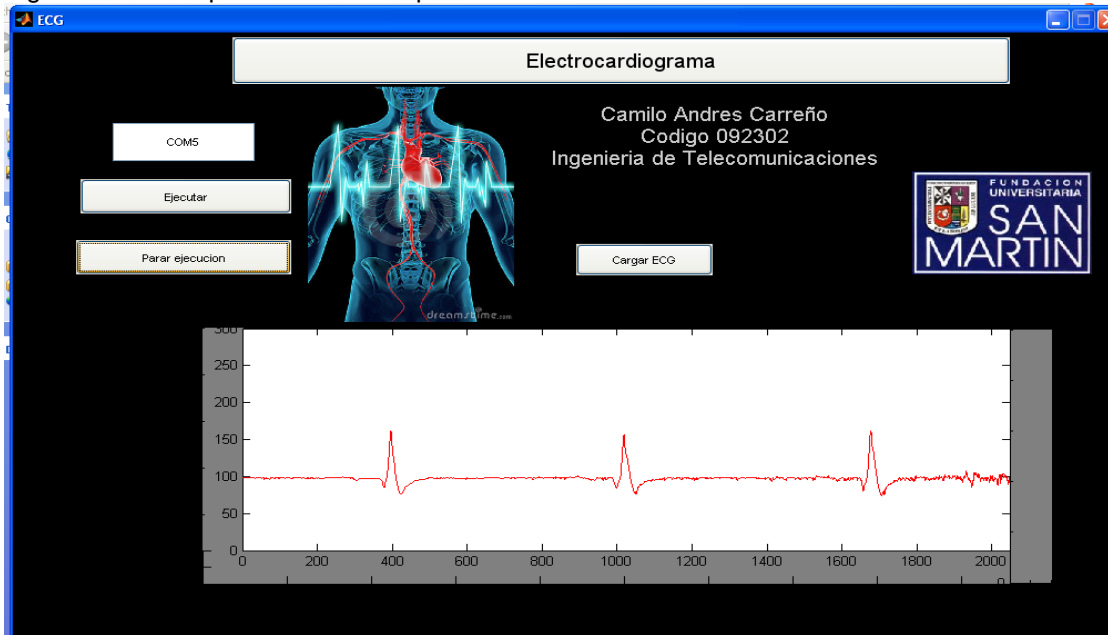
Paciente 14. Tito Vargas, edad 25 años.

Figura. 102 Recepción señal ECG paciente 14.



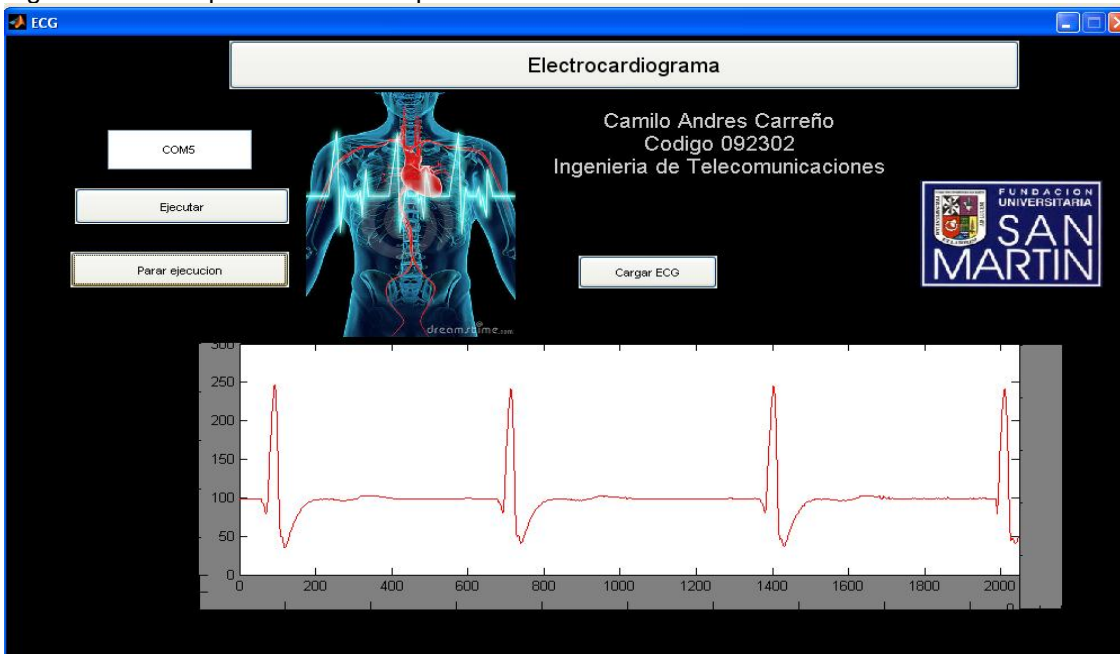
Paciente 15. Eliana García, edad 27 años.

Figura. 103 Recepción señal ECG paciente 15.



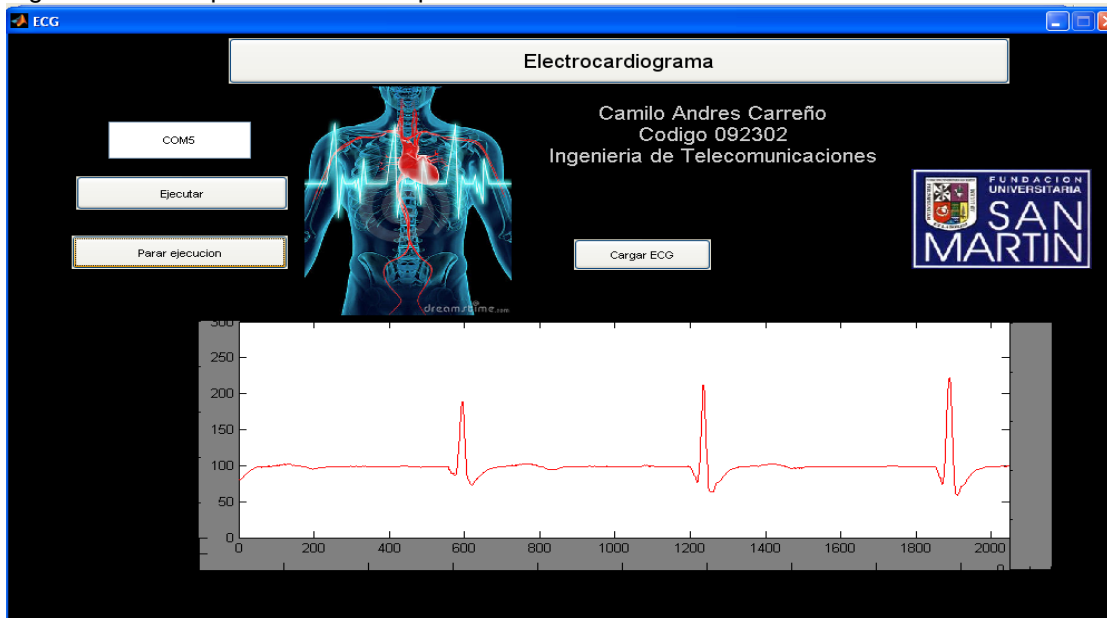
Paciente 16. Deiby Cañón, edad 23 años.

Figura. 104 Recepción señal ECG paciente 16.



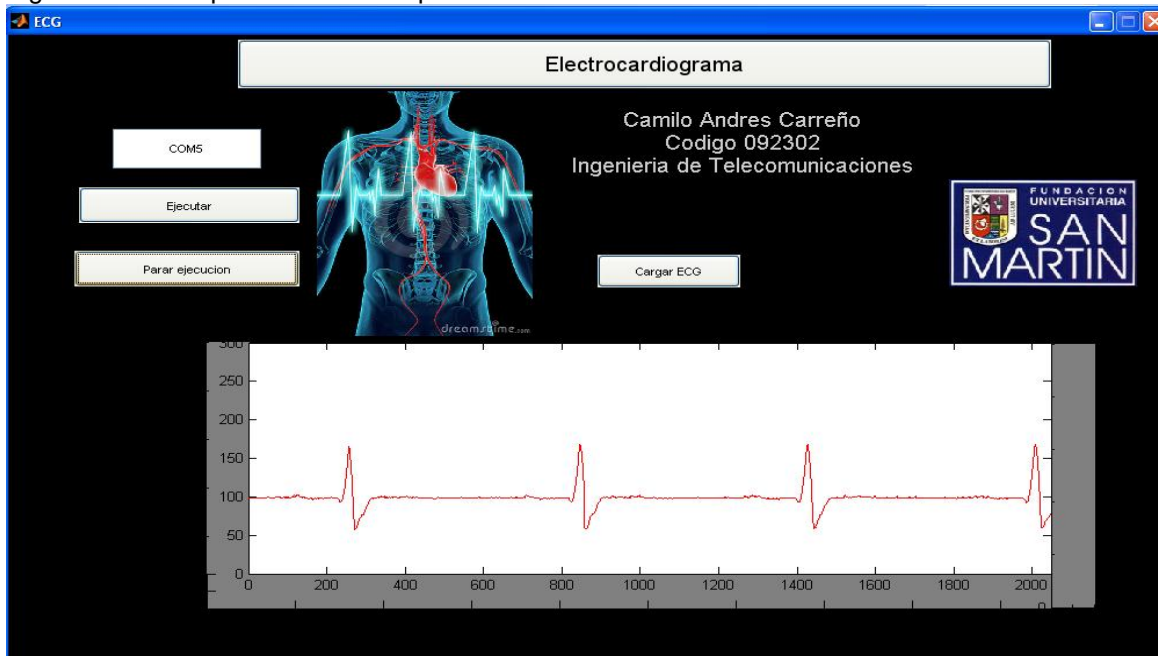
Paciente 17. Julián Andrés Pérez, edad 21 años.

Figura. 105 Recepción señal ECG paciente 17.



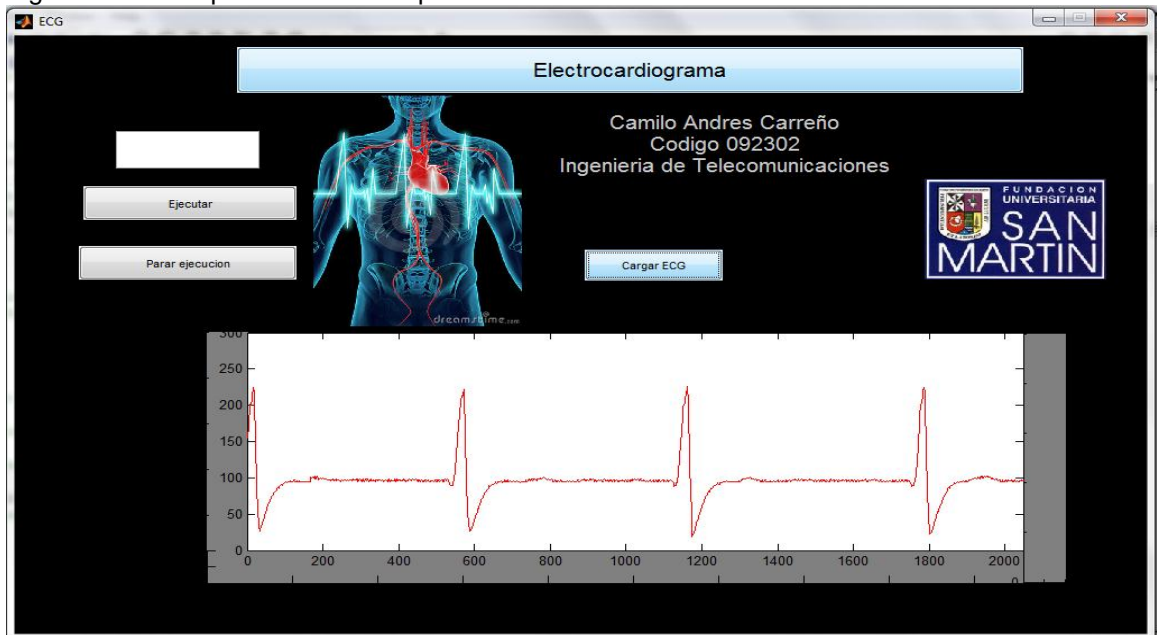
Paciente 18. David Duran, edad 23 años.

Figura. 106 Recepción señal ECG paciente 18.



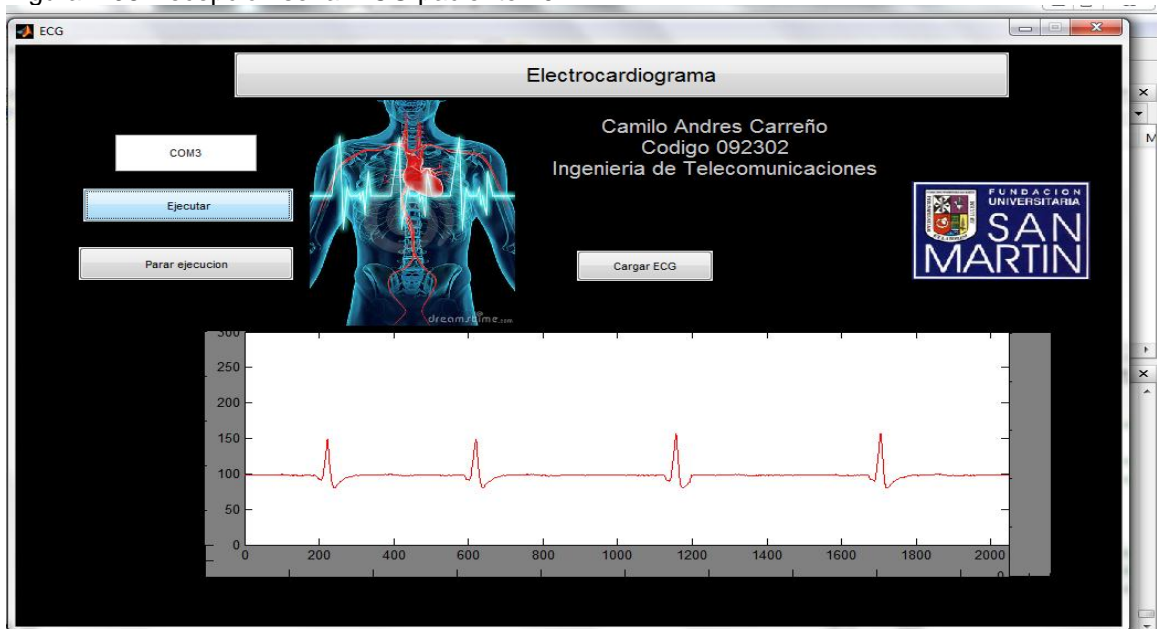
Paciente 19. Camilo Andrés Carreño, edad 23 años.

Figura. 107 Recepción señal ECG paciente 19.



Paciente 20. Estefanía Sánchez, edad 17 años.

Figura. 108 Recepción señal ECG paciente 20.



12.1.6 Conclusión.

Después de realizar el procedimiento de la captura de la señal ECG de las diferentes personas, se comprobó, que el circuito para la captura de las señales del corazón, cumple con la adquisición de las ondas que conforman un electrocardiograma, puesto que las señales ECG capturadas, son señales electrocardiográficas normales, que cuentan en su mayoría con presencia de ondas P, Q, R, S T.

Además se comprobó que el sistema no disparo la alarma, debido a que ninguno de los pacientes poseía una arritmia cardiaca, ni tampoco una elevación en el segmento ST de la señal cardiaca. Cabe destacar que cada señal ECG de cada paciente, fue diferente en amplitud y frecuencia con respecto a las demás, puesto que cada persona posee un organismo diferente y cada cual se encontraba en un estado de agitación y/o relajación distinto a las otras personas. Se estableció, que mediante la comparación con una señal ECG saludable, todas las señales adquiridas presentaron una gran similitud de un ECG normal.

12.2 PRUEBA DE DISTANCIA EN LA TRANSMISIÓN DE DATOS ECG.

12.2.1 Objetivo de la prueba.

Comprobar y determinar la distancia máxima de la transmisión inalámbrica de las señales ECG en un domicilio.

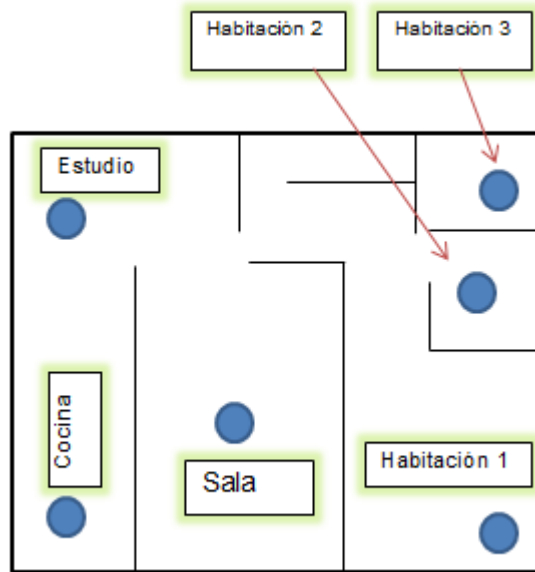
12.2.2 Recursos a utiliza.

- Electrodo
- Circuito de adquisición de la señal cardiaca
- Módulos Xbee TX y RX
- Computador
- Software de Matlab
- 1 persona.

12.2.3 Procedimiento a desarrollar

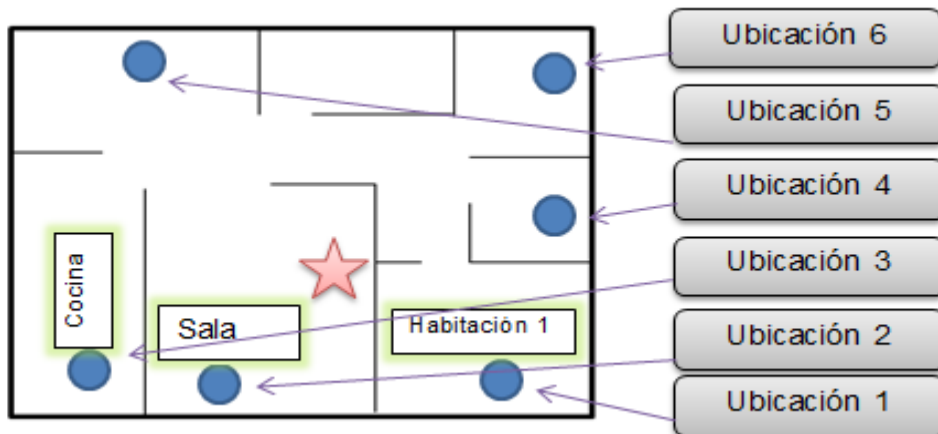
Se implementa la transmisión inalámbrica de la señal ECG, mediante los módulos Xbee, realizando la captura de la señal del corazón de un paciente, a diferentes distancias. Esta prueba se realiza en un domicilio, a continuación se muestra un plano de la estructura y sus características apreciables en la figura 109.

Figura. 109 características del lugar de la prueba.



Cada prueba se realiza en diferentes distancias y ubicaciones del apartamento. Las ubicaciones escogidas son las presentadas en la figura 104, la estrella en la figura representa el módulo receptor, el cual recibe la señal en el pc para su análisis.

Figura. 110 Ubicaciones escogidas para la prueba.



12.2.4 Resultados esperados.

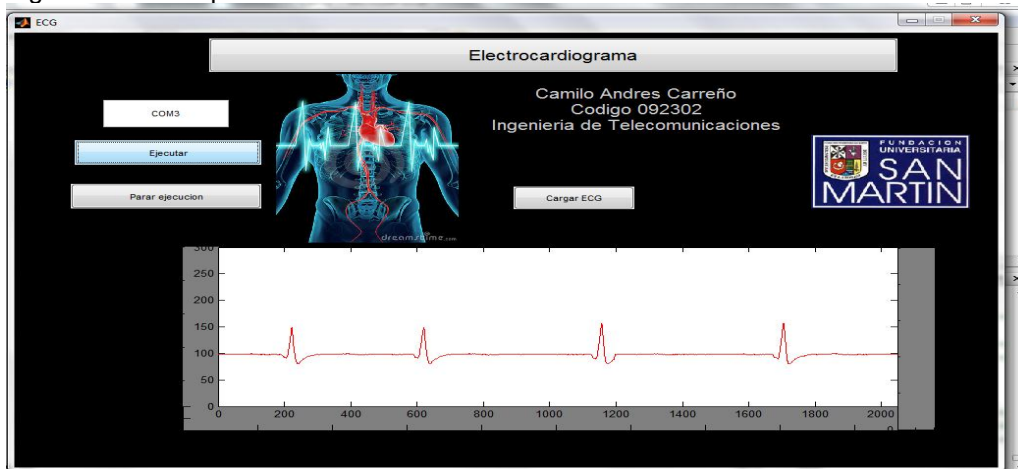
Se espera obtener la distancia lo más cercana posible a lo que el fabricante teóricamente dice que los módulos pueden llegar a alcanzar.

12.2.5 Resultados Obtenidos.

Prueba 1: ubicación habitación 1 del apartamento

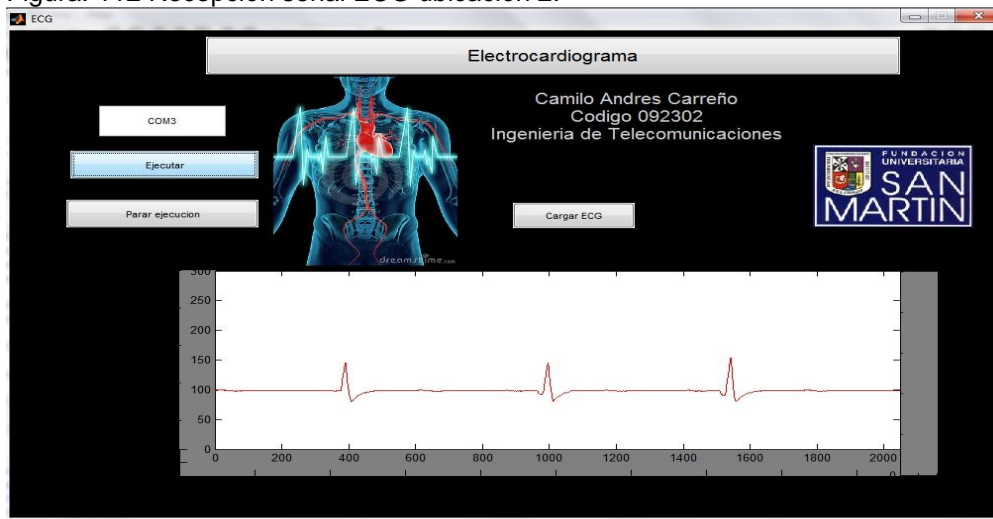
Distancia del receptor: 4.2 mts
Paciente: Estefanía Sánchez, edad 17 años
Señal captada por el sistema:

Figura. 111 Recepción señal ECG ubicación 1.



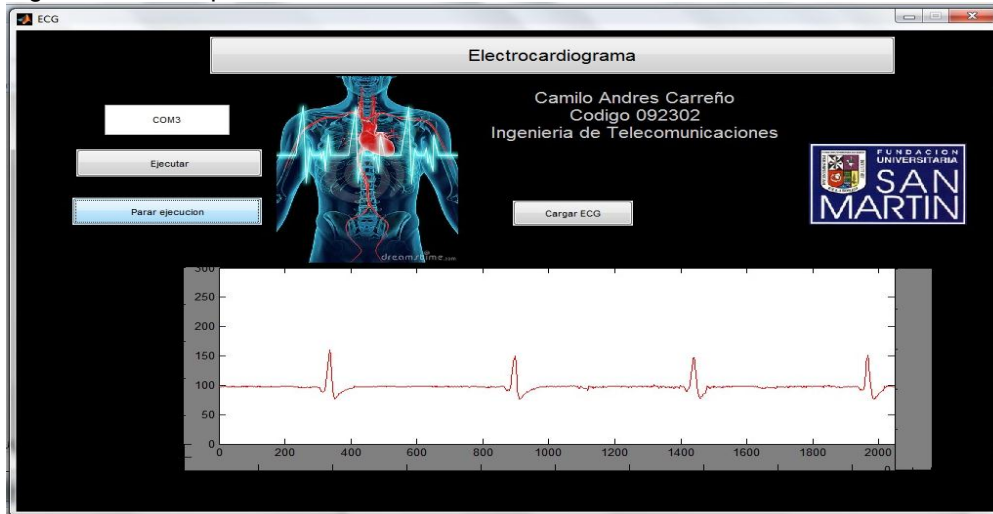
Prueba 2: ubicación 2: sala del apartamento
Distancia del receptor: 2 mts
Paciente: Estefanía Sánchez, edad 17 años
Señal captada por el sistema:

Figura. 112 Recepción señal ECG ubicación 2.



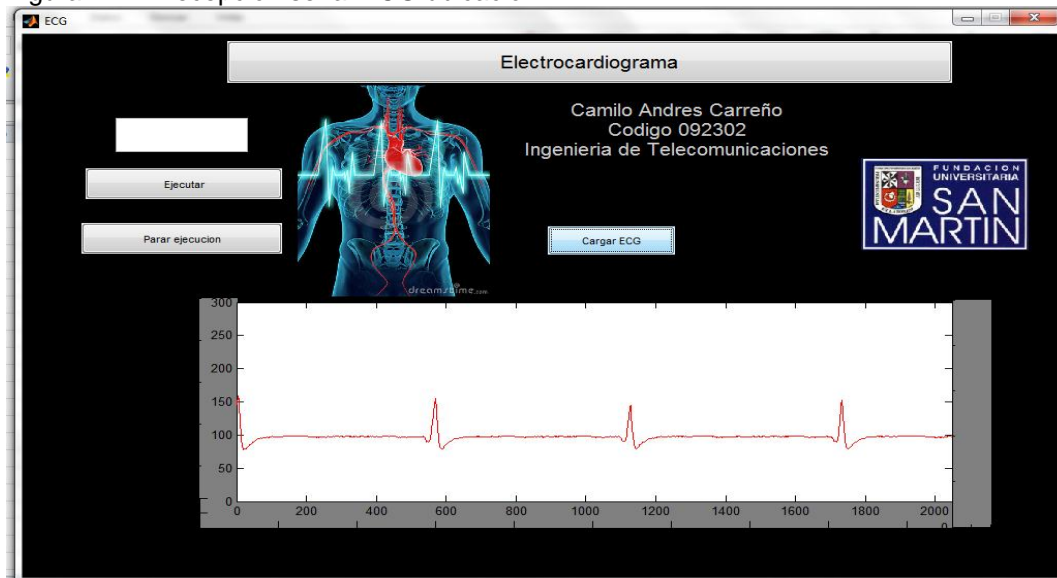
Prueba3: ubicación 3: cocina
Distancia del receptor: 5.5 mts
Paciente: Estefanía Sánchez, edad 17 años
Señal captada por el sistema:

Figura. 113 Recepción señal ECG ubicación 3.



Prueba 4: ubicación 4: habitación 2
Distancia del receptor: 6 mts
Paciente: Estefanía Sánchez, edad 17 años
Señal captada por el sistema:

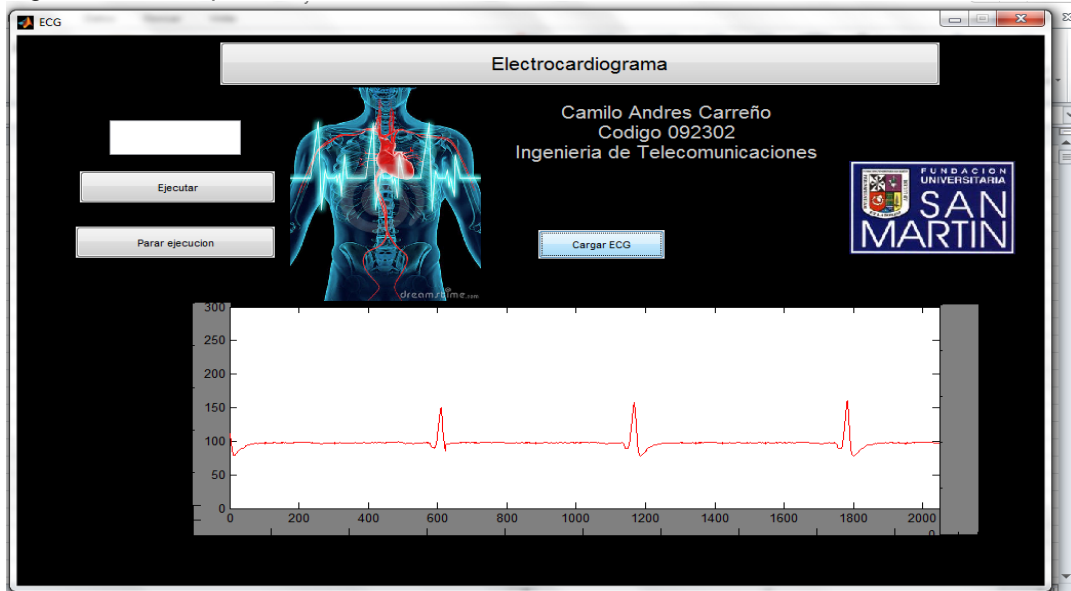
Figura. 114 Recepción señal ECG ubicación 4.



Prueba 5: ubicación 5: estudio
Distancia del receptor: 7 mts
Paciente: Estefanía Sánchez, edad 17 años

Señal captada por el sistema:

Figura. 115 Recepción señal ECG ubicación 5.



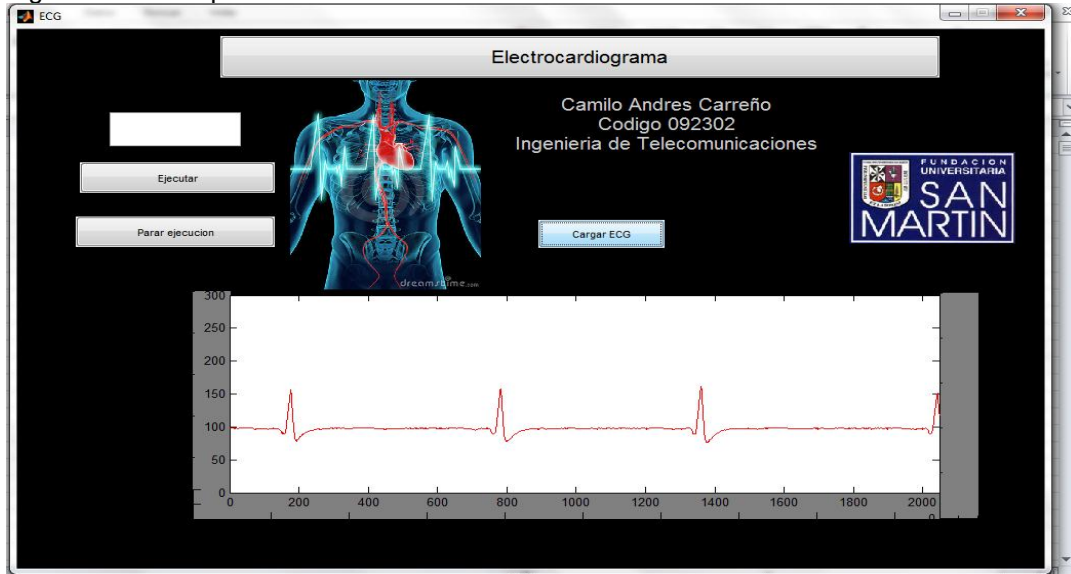
Prueba 6: ubicación 5: habitación 3

Distancia del receptor: 10 mts

Paciente: Estefanía Sánchez, edad 17 años

Señal captada por el sistema:

Figura. 116 Recepción señal ECG ubicación 6.



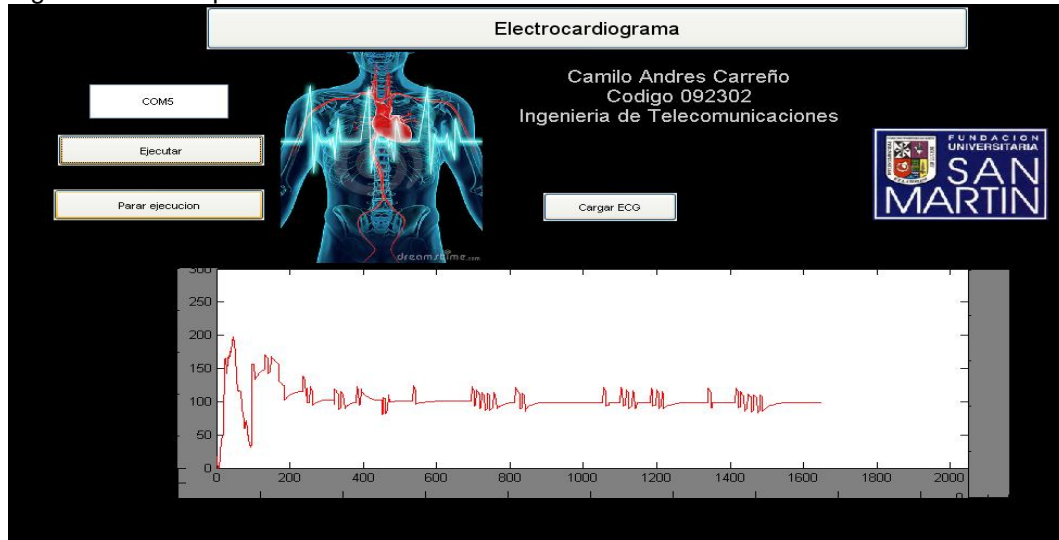
Prueba 7: ubicación 5: quinto piso del edificio (un piso más arriba del módulo receptor).

Distancia del receptor: 22 mts

Paciente: Estefanía Sánchez, edad 17 años

Señal captada por el sistema:

Figura. 117 Recepción señal ECG ubicación 7.



12.2.6 Conclusión.

Con base a los resultados obtenidos se demostró bajo esta prueba, que los módulos Xbee pueden soportar significativas distancias, siempre y cuando exista una buena línea de vista. Sin embargo con esta prueba se comprobó que mediante la existencia de obstáculos, como las paredes de una casa o apartamento, la distancia de cobertura disminuye, pero aun así los módulos logran cubrir de 15 hasta 20 metros de radio de cobertura. En la prueba 7 se evidencio que las coberturas mayores a los 20 metros ya presentan inconvenientes a la hora de la transmisión inalámbrica, por lo que esto puede representar un análisis erróneo en la captación de las señales ECG.

12.3 PRUEBA DE DETECCIÓN DE ELEVACIÓN DEL SEGMENTO ST.

12.3.1 Objetivo de la prueba.

Determinar si el algoritmo de detección de segmento ST, localiza una elevación de las ondas ST en una señal ECG.

12.3.2 Recursos a utilizar.

- Computador

- Software de Matlab
- Registro de varias señales con elevación ST
- Registro de señales ECG sanas.

12.3.3 Procedimiento a desarrollar.

Se implementa el algoritmo de detección de la elevación del segmento ST. Esta prueba consiste en realizar varios análisis a diferentes señales ECG. Las señales con elevación ST, que se implementan, son señales ECG que se tomaron de un paciente sano, y que estas, fueron modificadas, con el fin de generar señales que tuvieran elevación del segmento ST. En esta prueba, no es necesario conectar a un paciente al sistema, puesto que para la realización del análisis, los datos son cargados directamente desde un Excel, que contiene toda la información de las señales simuladas (ECG con elevación ST) y las señales sanas (Registros Tomados de la prueba de adquisición que se realizaron a los 20 pacientes anteriormente).

12.3.4 Resultados esperados.

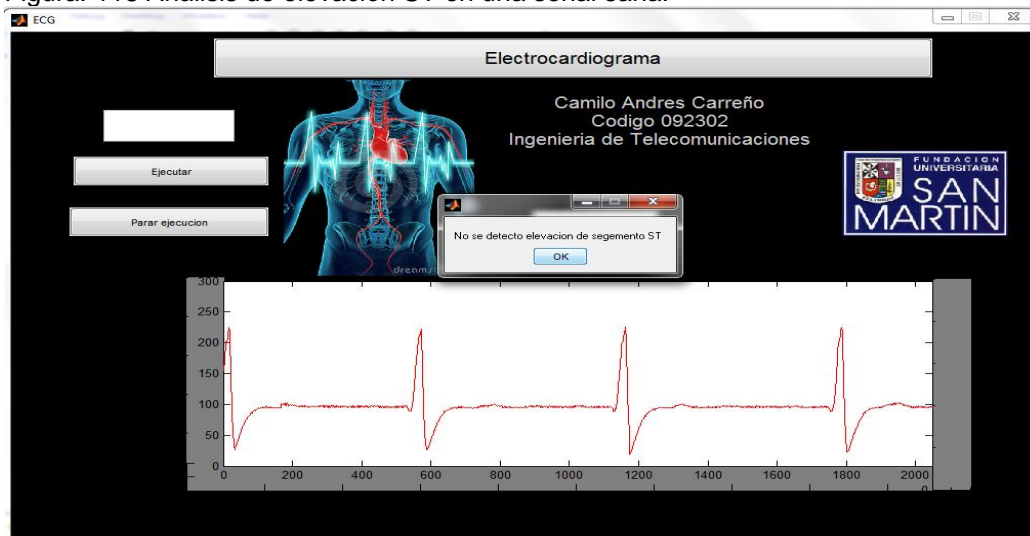
Se espera que el algoritmo de análisis de elevación ST, detecte únicamente las señales que poseen esta anomalía.

12.3.5 Resultados Obtenidos.

Prueba 1: análisis de una señal ECG sana.

En este análisis, el algoritmo no detecto elevación del segmento ST en una señal sana, tal como se puede apreciar en la figura 118 el sistema arrojo que no se detectó elevación en la señal cargada.

Figura. 118 Análisis de elevación ST en una señal sana.



Los resultados de la correlación, argumentan que la señal analizada, está sana sin elevación ST, puesto que todos los resultados dieron valores negativos. En lo siguiente se muestra el resultado de la correlación para cada bloque de análisis de la señal ECG.

Bloque1: -0.0109

Bloque 2: -0.0282

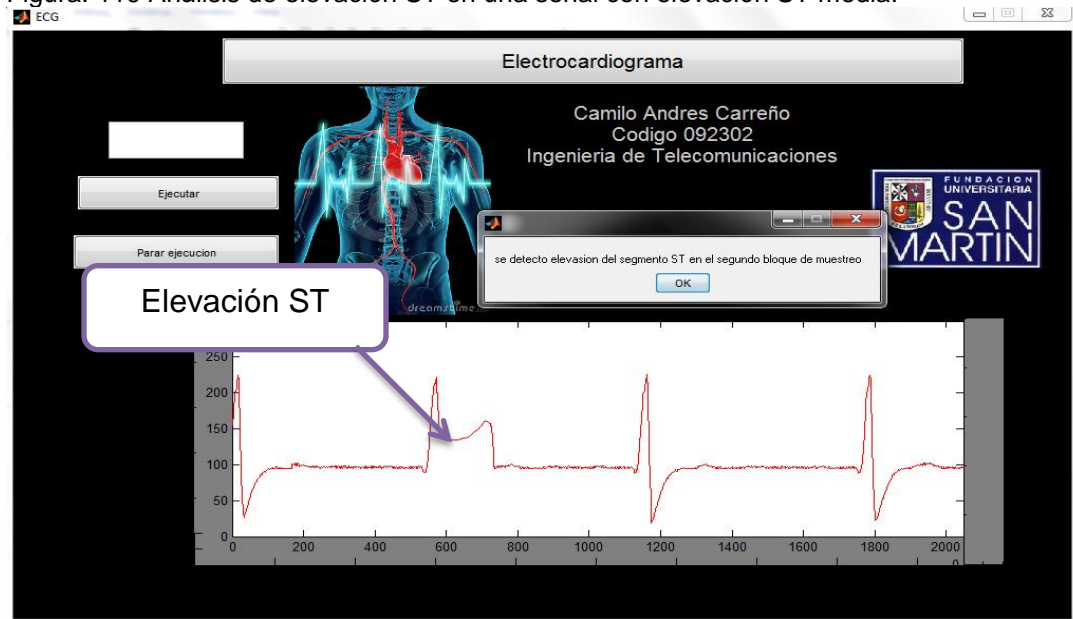
Bloque 3: -0.0121

Bloque 4: -0.0210

Prueba 2: Análisis de una señal ECG con elevación ST.

En esta prueba se analiza una señal con elevación ST medio, en la figura 119 se evidencia que la señal posee una elevación del segmento, por lo que el algoritmo especifica que la señal contiene una elevación ST en el bloque dos de análisis.

Figura. 119 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST media.



Los resultados de la correlación, argumentan que en el bloque 2 existe una similitud considerable puesto que el valor del resultado del bloque 2 es igual a 0.8730, el cual es un valor que indica que tiene una elevación ST muy considerable. En lo siguiente se muestra el resultado de la correlación para cada bloque de análisis de la señal ECG.

Bloque1: -0.0109

Bloque 2: 0.8730

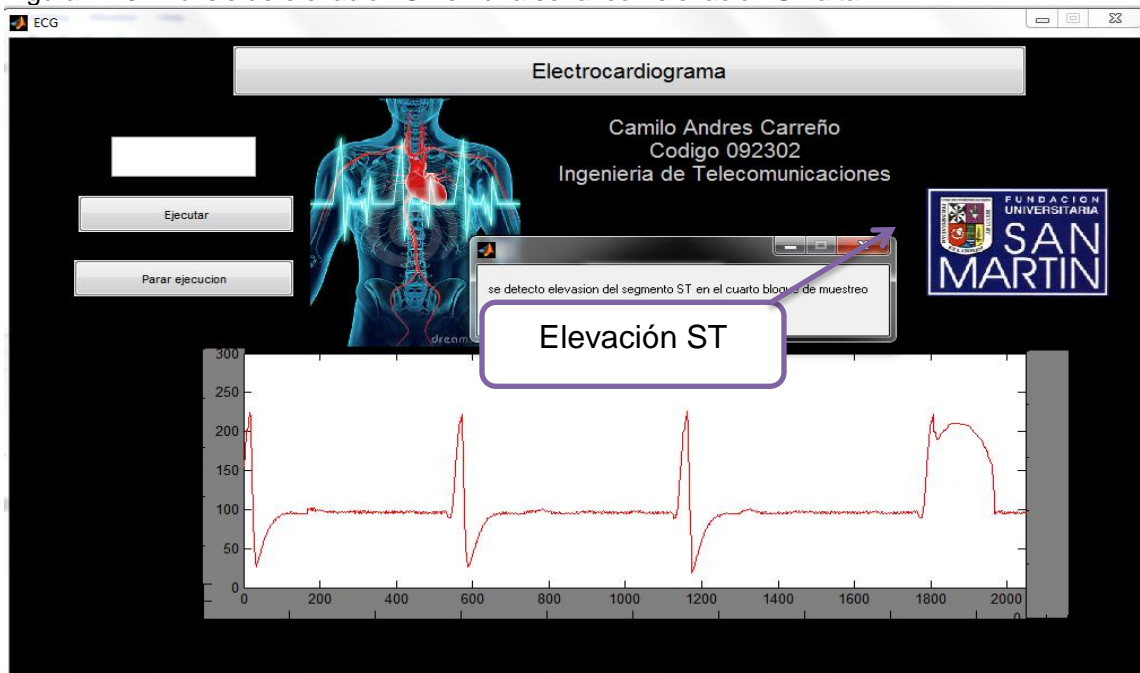
Bloque 3: -0.0121

Bloque 4: -0.0121

Prueba 3: Análisis de una señal ECG con elevación ST alto.

En esta prueba se analiza una señal con elevación ST alto, en la figura 120 se evidencia que la señal posee una elevación del segmento en la cuarto bloque, por lo que el algoritmo especifica que la señal contiene una elevación ST en el bloque 4 de análisis.

Figura. 120 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST alta.



Los resultados de la correlación, argumentan que en el bloque 4 existe una similitud considerable, puesto que el valor del resultado está por encima de 0.5 y es demasiado cercano a 1. En lo siguiente se muestra el resultado de la correlación para cada bloque de análisis de la señal ECG.

Bloque1: -0.0109

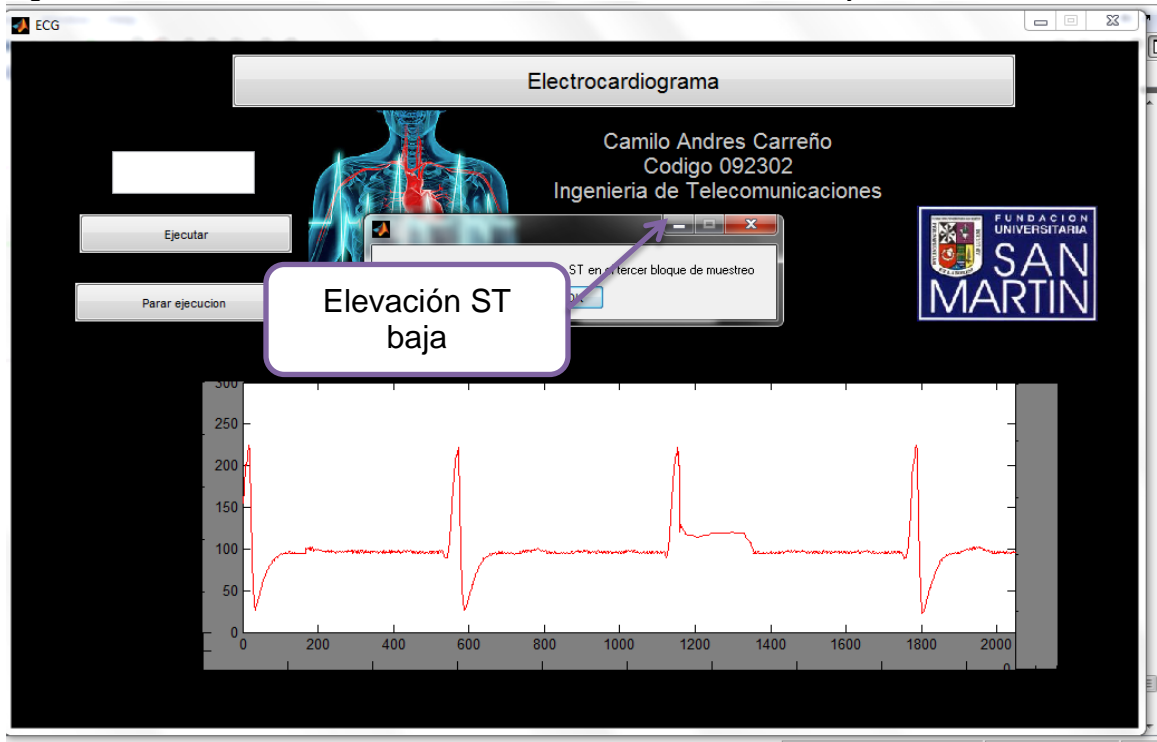
Bloque 2: - 0.0282

Bloque 3: -0.0121

Bloque 4: 0.9997

Prueba 4: En esta prueba se analiza una señal con elevación ST baja, en la figura 121 se evidencia que la señal posee una elevación del segmento en el tercer bloque, por lo que el algoritmo especifica que la señal si contiene una elevación ST en el bloque 3 de análisis.

Figura. 121 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST baja.



Los resultados de la correlación, argumentan que en el bloque 3 existe una similitud considerable puesto que el valor del resultado está por encima de 0.5 en lo siguiente se muestra el resultado de la correlación para cada bloque de análisis.

Bloque1: -0.0109

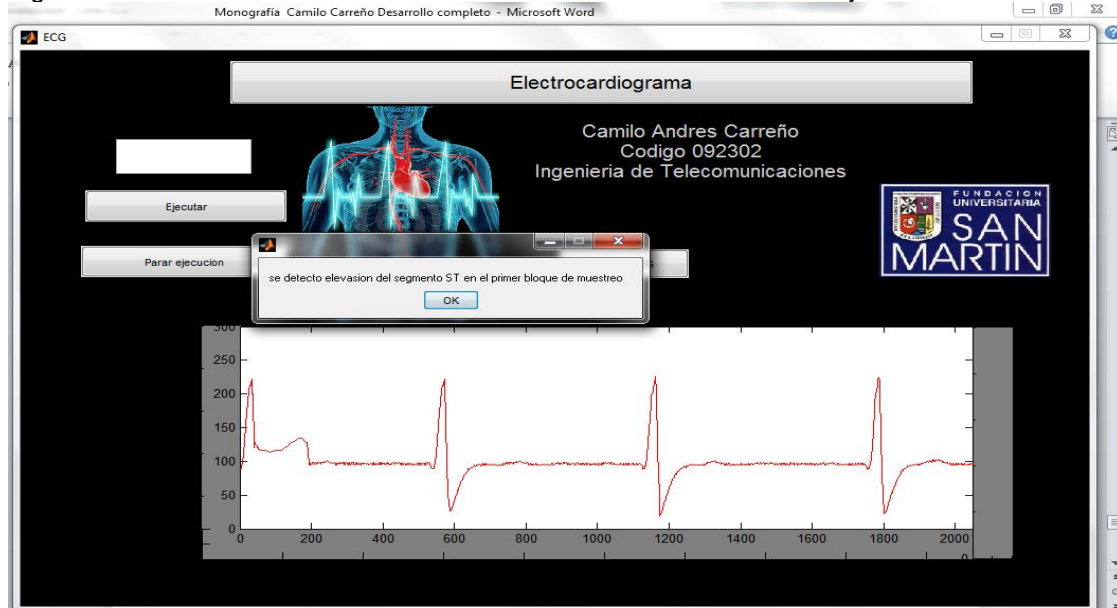
Bloque 2: - 0.0282

Bloque 3: 0.6438

Bloque 4: -0.0210

Prueba 5: En esta prueba se analiza una señal con elevación ST baja, en la figura 122 se evidencia que la señal posee una elevación del segmento en el primer bloque, por lo que el algoritmo especifica que la señal si contiene una elevación ST en el bloque 1 de análisis.

Figura. 122 Análisis de elevación ST en una señal con elevación ST baja.



12.3.6 Conclusión.

Con base a las pruebas efectuadas sobre el análisis de elevación ST, se pudo determinar que el algoritmo implementado mediante la técnica de correlación logra detectar las señales ECG, que poseen este tipo de cambios en las ondas S y T, puesto que mediante el análisis que se realizó a las señales con elevación, la correlación arrojó resultados mayores a 0.5. Las señales sanas que se analizaron por el algoritmo, este las determinó como señales sin elevación ST, rectificándolo que el algoritmo es capaz de diferenciar una señal sana a una señal con elevación ST.

También se determinó que el algoritmo es capaz de localizar específicamente en que bloque del análisis se encuentra la elevación ST. Con el uso de potentes funciones matemáticas que ofrece el paquete de análisis de MATLAB, se pudo obtener un buen procesamiento en el análisis de las señales y un alto grado de confiabilidad en los resultados, puesto que se empleó la función de correlación, con la que cuenta Matlab para dicho análisis.

12.4 PRUEBA DE DETECCIÓN DE UN PARO CARDIACO.

12.4.1 Objetivo de la prueba.

Determinar el correcto funcionamiento del algoritmo de detección de paros cardíacos.

12.4.2 Recursos a utilizar.

- Electrodo

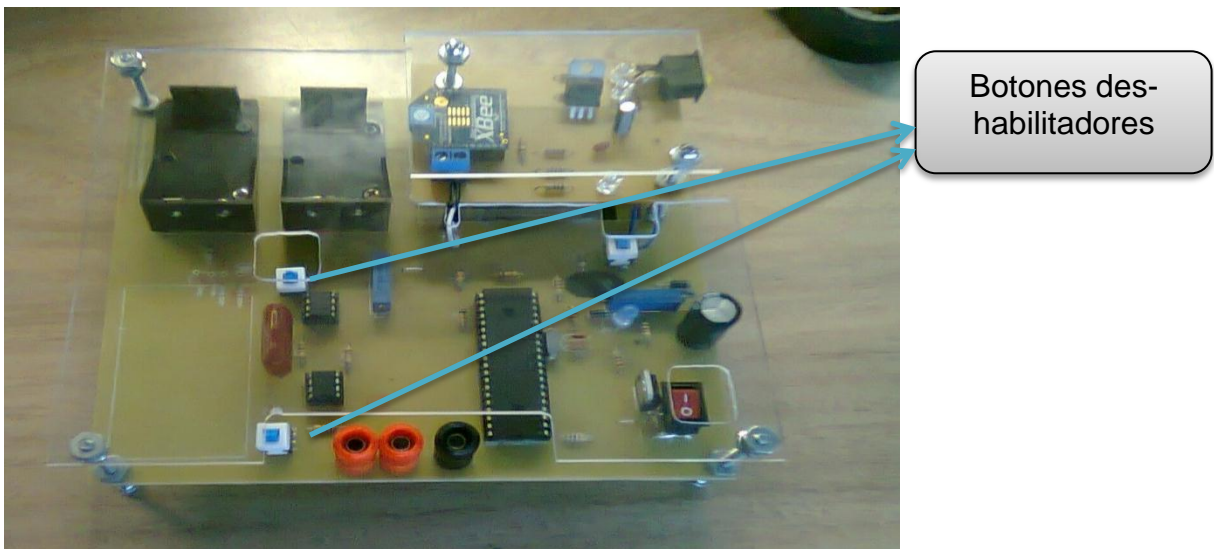
- Circuito de adquisición de la señal cardiaca
- Módulos Xbee TX y RX
- Computador
- Software de Matlab
- 1 persona.

12.4.3 Procedimiento a desarrollar.

La idea de esta prueba, es lograr simular un paro cardiaco en una persona. Para ello se realizó una toma de muestras del paciente, en un determinado tiempo, y luego el procedimiento a realizar es el siguiente:

Mediante el circuito se cortara la captación de las señales ECG provenientes de los electrodos, esto se realizó mediante dos botones integrados en el circuito, los cuales deshabilitan la captación de las señales ECG en los electrodos. Los botones que desactivan la captación de a señal ECG son los que se presentan en la figura 123. El circuito transmitirá una señal sin presencia de las ondas P, Q, R S, T, es decir una señal lo más parecido a línea recta en el eje X.

Figura. 123 Botones deshabilitadores de captación de señal ECG en electrodos



12.4.4 Resultados esperados.

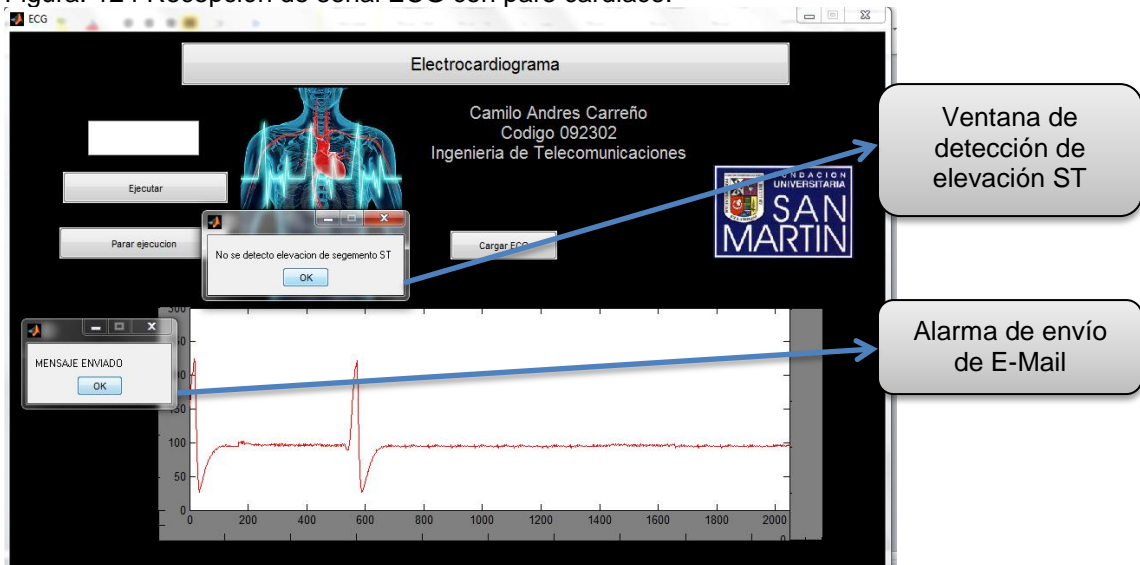
El resultado que se espera es que el algoritmo de detección de paro cardiaco, detecte que una persona está padeciendo un infarto cardiaco, y active el sistema de alarma.

12.4.5 Resultados obtenidos.

Los resultados obtenidos en esta prueba, son los siguientes.

El sistema logro captar una señal ECG sin presencia de las ondas P, Q, R S, T al momento de desactivar los electrodos. En la figura 124 se muestra la señal ECG capturada en el momento es que se desactivan los electrodos, se puede apreciar que el sistema la detecto y mostró una ventana la cual, manifiesta que se envió el correo electrónico, así mismo se logró activar la alarma de sonido en el momento que el sistema detecta el paro cardiaco. También se activó la ventana que manifiesta que en el momento de captura la señal ECG no hubo presencia de elevación ST.

Figura. 124 Recepción de señal ECG con paro cardiaco.



12.4.6 Conclusión.

Mediante la realización de esta prueba, se determinó que el sistema, al momento de detectar que el paciente, está presentando un paro cardiaco, este activa los sistemas de alarmas, tanto la alarma de sonido, como la alarma de envío de E-mails. La detección del paro cardiaco se basó en la ausencia de todas ondas que componen una señal electrocardiográfica, es decir, el algoritmo al detectar datos repetitivos cercanos sin variaciones significativas, este lo determina como paro cardiaco. Esta prueba se realizó de una a 30 veces con señales ECG que poseían signos de paro cardiaco, de la cuales el sistema en todas activo los subsistemas de alarmas.

12.5 PRUEBA DE DETECCIÓN DE ARRITMIA CARDIACA.

12.5.1 Objetivo de la prueba.

Determinar el funcionamiento del algoritmo que detecta arritmias cardiacas en una señal ECG de un paciente.

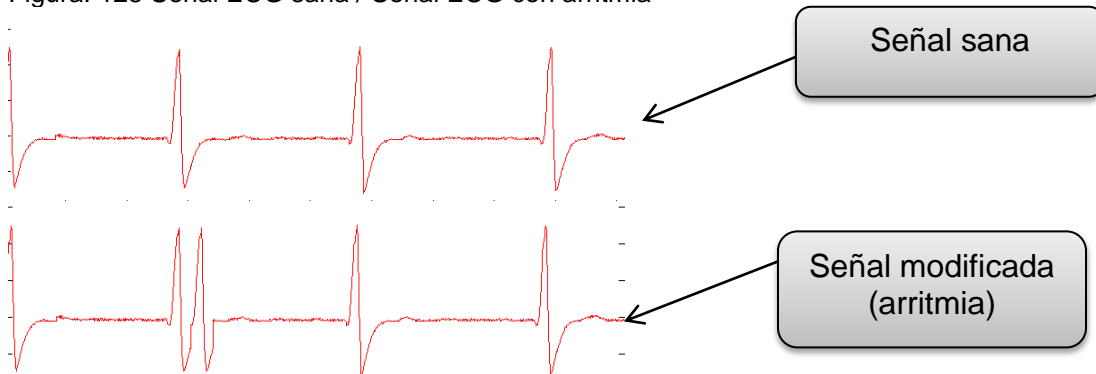
12.5.2 Recursos a utilizar.

- Computador
- Software de Matlab
- Registro de varias señales con arritmias cardiacas
- Registro de señales ECG sanas.

12.5.3 Procedimiento a realizar.

Se implementa el algoritmo de detección de arritmias. Esta prueba consiste en realizar varios análisis a diferentes señales ECG con y sin arritmias. Como primera instancia las señales ECG con arritmias, son señales de pacientes sanos, a las que algunas señales se le modificaron valores en los registros, con el fin de crear señales ECG con arritmias cardiacas en la figura 125 se muestra una señal ECG sana, además se muestra esta señal con la modificación que se le realizo para crear una señal con una arritmia cardiaca. El análisis que se realiza para la prueba se ejecuta mediante la obtención de los datos almacenado en archivos .XLSX de Excel. Estos datos son cargados mediante la interfaz GUI de Matlab para posteriormente ser analizados por el algoritmo desarrollado.

Figura. 125 Señal ECG sana / Señal ECG con arritmia



12.5.4 Resultados esperados.

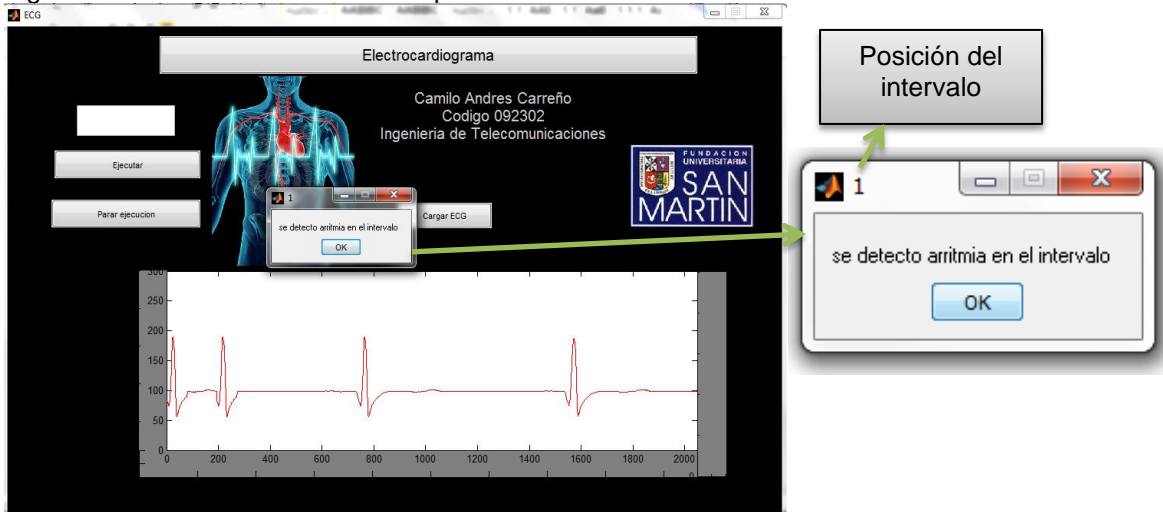
Se espera que el sistema logre detectar una arritmia cardiaca, en cualquier parte de la señal ECG.

12.5.5 Resultados obtenidos.

Los resultados obtenidos para cada análisis de señales ECG son los siguientes:
Prueba 1.

Señal ECG del paciente Harold Peña modificada con arritmia. La modificación se puede ver la figura 120, donde el programa arroja que la señal presenta una arritmia en el primer intervalo

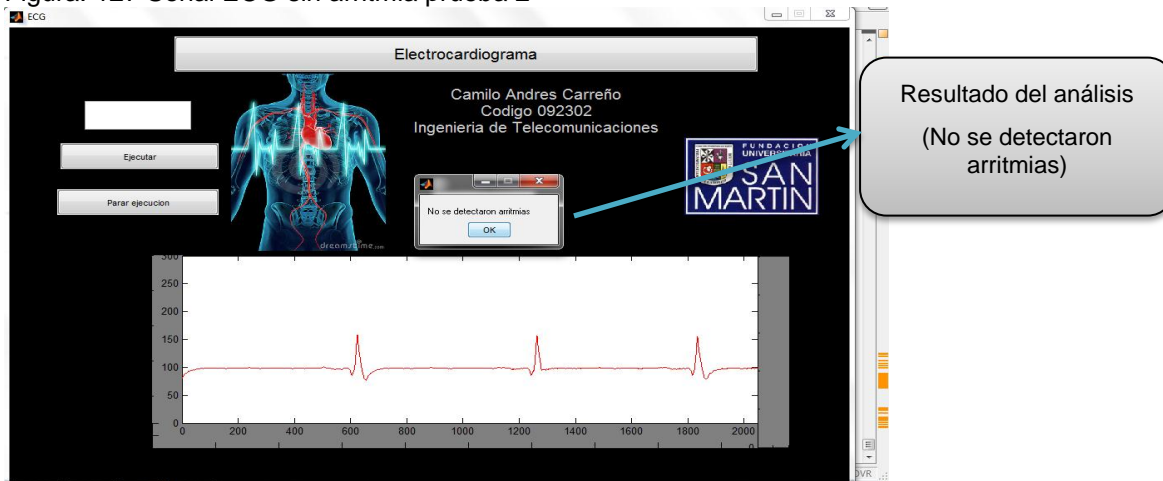
Figura. 126 Señal ECG con arritmia prueba 1



Prueba 2.

Señal ECG del paciente Tito Vargas sin modificación. Esta prueba se realiza con la señal del paciente original, esta señal no contiene ningún indicio de arritmia.

Figura. 127 Señal ECG sin arritmia prueba 2

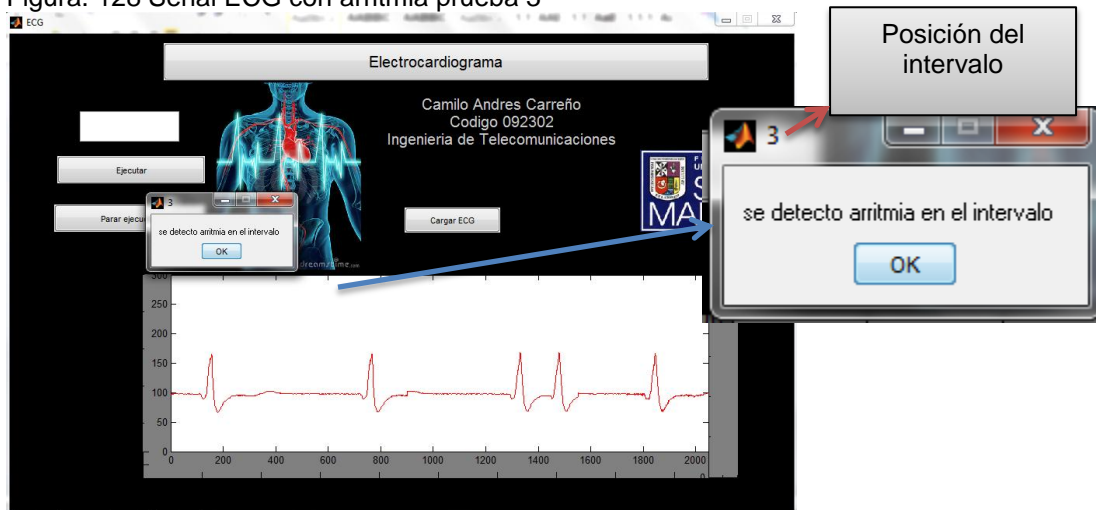


El resultado dado por algoritmo arrojó que la señal se encuentra libre de arritmias tal como se observa en la figura 127.

Prueba 3:

Señal ECG del paciente Diego Felipe Contreras. Esta prueba se realiza con la señal modificada del paciente, esta se modificó para crear una arritmia cardiaca en la señal ECG del paciente.

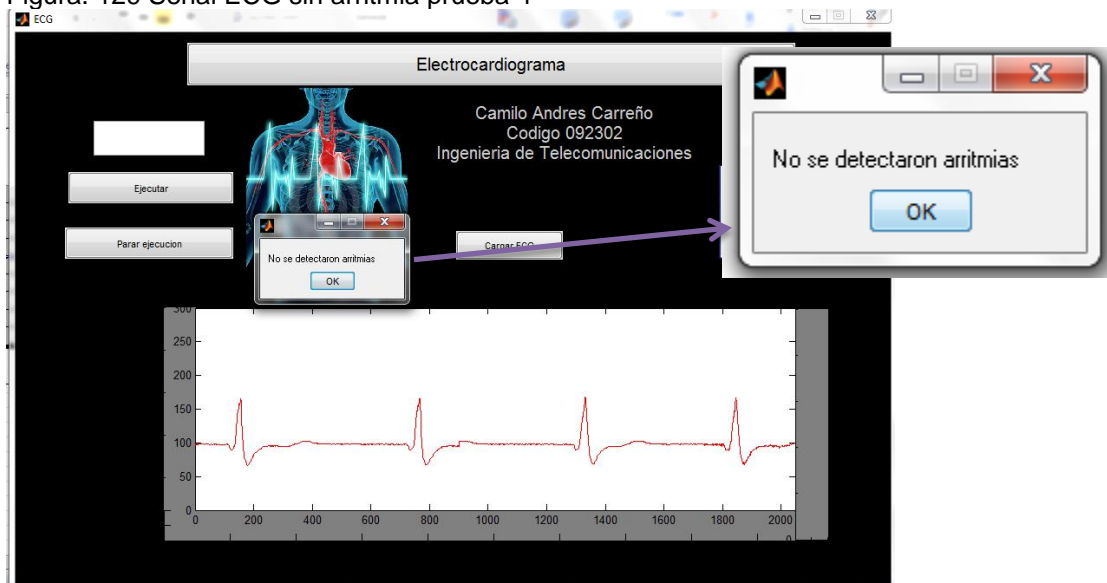
Figura. 128 Señal ECG con arritmia prueba 3



Como se observa en la figura 128, el resultado obtenido por el programa fue la detección de la arritmia en el intervalo 3.

Prueba 4: Señal ECG del paciente Diego Felipe Contreras. Esta prueba se realiza con la señal original del paciente sin ninguna clase de modificaciones.

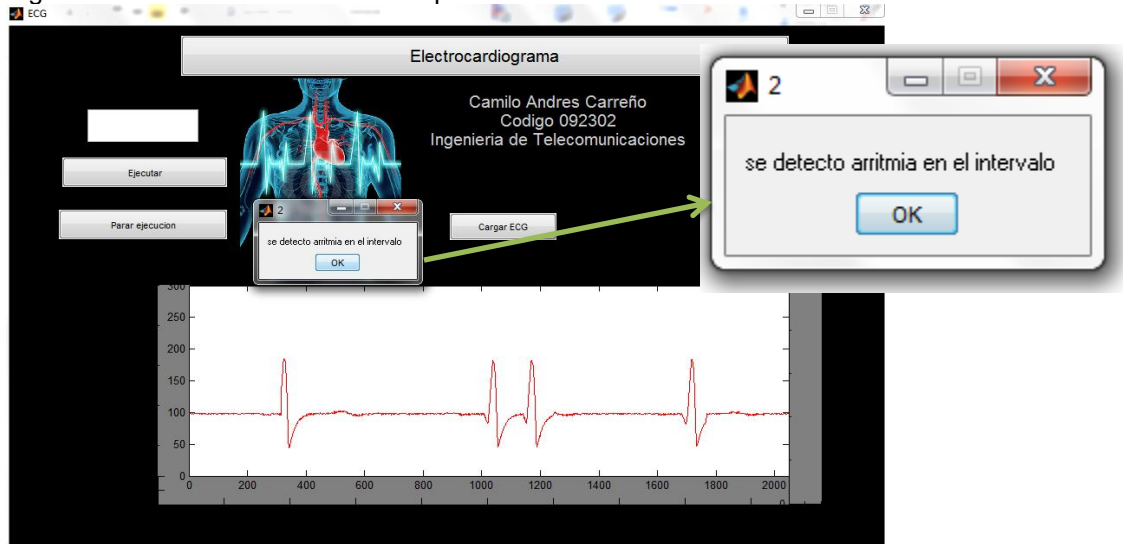
Figura. 129 Señal ECG sin arritmia prueba 4



Como se observa en la figura 129, el resultado obtenido por el programa fue que no se detectaron arritmias.

Prueba 5: Señal ECG del paciente Karen Guerrero con modificación de arritmia cardiaca.

Figura. 124. Señal ECG sin arritmia prueba 5



El resultado obtenido de la prueba 5, es la detección de la arritmia en el intervalo 2, tal como se muestra en la figura 124.

12.5.6 Conclusión.

Con base al procedimiento realizado de la prueba, se analiza que realmente las simulaciones de señales ECG, que presentan un alto grado de similitud con arritmias, el algoritmo logra detectarlas y diferenciarlas de las señales sanas; estableciendo el diagnóstico de la presencia de estas. El diagnóstico de este, se basó en el conteo de la cantidad de muestras que existen entre cada onda R del electrocardiograma, logrando comparar la cantidad de muestras que existen en un ciclo, con los demás y así determinar si la cantidad de muestras es muy pequeña en comparación con la demás, de esta forma el algoritmo determinó la existencia de arritmias en una señal ECG.

13. CONCLUSIONES.

El desarrollo de las telecomunicaciones en el mundo, ha aportado grandes avances en la medicina, y uno de los aspectos en que se ven muy ligadas estas dos profesiones, es el desarrollo y la implementación de la telemedicina. Para la unificación de la medicina y las telecomunicaciones, es fundamental garantizar la calidad de un proceso de comunicación, entre el médico y un paciente, puesto que en este se involucra la salud de una persona, para el ello la telemedicina ha dado avances tanto en redes de salud, como en redes de telecomunicaciones y aplicaciones de servicios que ayudan a los pacientes a ser valorados, desde grandes distancias.

La tecnología Zigbee es una buena herramienta, para la transmisión inalámbrica de señales biomédicas a través de los módulos Xbee. Sin embargo el límite de las distancias que cubre esta tecnología, varía de acuerdo a la cantidad de obstáculos que haya entre el módulo transmisor y el módulo receptor. Por lo que es clara la necesidad de tener línea directa en los sistemas de transmisión inalámbricos, que funcionan a frecuencias altas, tal es el caso que se evidenció con los módulos Xbee, donde el rango de cobertura disminuyó considerablemente debido a las pérdidas por obstáculos, que pueden llegar a ser importantes a la hora de realizar transmisiones mucho más distantes.

Las 2048 muestras, que se determinaron para el análisis de una señal ECG, se estableció, debido a que en esta cantidad de muestras es posible capturar por lo menos 3 ciclos de una señal ECG, estando el paciente en un estado de relajación, donde los ciclos de cada pulsación son lo más largos. Los 3 ciclos se determinaron para la detección de arritmias, puesto que mediante estos el algoritmo realiza la comparación de la cantidad de muestras que hay entre cada intervalo de las ondas R de una señal ECG y así lograr un diagnóstico de si existe o no una arritmia.

La correlación es un método, muy importante a la hora de realizar análisis de señales, puesto que mediante los coeficientes de correlación, se puede llegar a ver qué porcentaje de similitud tiene una señal en comparación con otra. En el desarrollo de este proyecto, esta técnica fue fundamental, puesto que gracias a esta, se logró diagnosticar, cuando una señal ECG posee una elevación ST. En las pruebas realizadas se observó cómo los resultados de la correlación, hacían semejanza o no a una señal de referencia que si poseía elevación ST. Los resultados arrojados de la correlación variaban entre -1 y 1 donde en algunos casos se observó que cuando la correlación resultaba mayor a 0.5 y cercana 1 el diagnóstico era una señal con elevación ST, o cuando la correlación daba menores a 0.5 el diagnóstico era una señal sin elevación ST.

La elevación del segmento ST , es una manifestación, que el sistema logra detectar e indicar que un paciente puede llegar a padecer un infarto agudo de miocardio, sin embargo las investigaciones realizadas en el desarrollo del proyecto, se consideró que no siempre se puede diagnosticar que un paciente puede llegar a padecer un infarto, puesto que en muchos casos estos se presentan sin ninguna clase de manifestaciones en los electrocardiogramas, no obstante el registro GRACE, determinó que el 34% de la personas que padecieron infartos, tuvieron elevación del segmento ST, una cifra que puede llegar a ser muy importante a la hora de diagnosticar un posible infarto, por lo que este tipo de análisis implementado en el desarrollo del proyecto, ayuda a prevenir que una persona pueda pasar por una situación difícil, como lo son los infartos de miocardio.

Dado que el sistema desarrollado, es un sistema que necesita, que el análisis de las señales ECG, se realicen en un tiempo muy corto, la velocidad con que se haga el análisis y el procesamiento de las señales, dependerá en cierta medida, al procesamiento con que cuente el computador, en donde se aplica la recepción y análisis de estas, por lo que se recomienda el uso de un computador que cuente con altas velocidades de procesamiento.

La calidad de la información de las señales ECG obtenidas por el sistema, es información confiable, tal como se observó en las pruebas, la información procesada, representan gráficamente una señal ECG. Cabe destacar que mediante las pruebas realizadas se determinó que el movimiento brusco en el paciente, pueden hacer que la captación de la señal ECG en el sistema sea errónea, por lo que se recomienda que el paciente, trate de no realizar movimientos bruscos mediante el monitoreo de la señal cardiaca. Toda la información de las señales ECG que el sistema obtiene, se logró almacenarla en un archivo TXT, información de la cual el usuario puede hacer uso y emplearla como un historial de su salud cardiaca.

Las arritmias cardíacas exhiben patrones característicos que pueden ser detectados mediante el procesamiento y análisis de la señal emitida por el corazón, por tal razón la detección de estas anomalías fue contrastada con el desarrollo y la ejecución de las pruebas de detección, donde se estableció que las simulaciones de señales ECG, que presentan arritmias, el sistema logra detectarlas y diferenciarlas de las señales sanas; estableciendo el diagnóstico de la detección de esta patología.

Mediante las diversas pruebas realizadas en el sistema de alarma, se determinó que la recepción de los correos enviados al Facebook tardan un tiempo indeterminado, algunas veces estos llegan casi de forma inmediata, pero en otras tardan demasiado tiempo en llegar.

A lo largo de la investigación que se realizó en este proyecto, se obtuvo una visión general de lo que sería la implantación de un sistema de monitoreo inalámbrico de señales cardíacas en los hogares colombianos, del cual se podría decir que es una herramienta muy útil, para salvar vidas, puesto que mediante este se puede diagnosticar y prevenir enfermedades que muchas veces no son fáciles de detectar, además un sistema como este, ayuda al paciente a permanecer en un ambiente mucho más agradable, que a la vez le reduce gastos económicos, tanto de transporte como gastos de permanencia en un centro médico.

14. PERSPECTIVAS Y RECOMENDACIONES.

Antes de implementar, la solución presentada, se recomienda realizar pruebas en la transmisión inalámbrica en el ambiente que se desea desarrollar, puesto que los módulos de transmisión inalámbrica Xbee, presentan un rango de cobertura, que varía dependiendo de los obstáculos que haya entre la línea de vista del módulo transmisor y el módulo receptor.

Si se desea, tener un rango mayor de cobertura del sistema en los domicilios, se recomienda el uso de un módulo Xbee adicional, el cual se debe programar como módulo router, para que este funcione como intermediario entre el transmisor y el receptor y así de esta manera aumentar mucho más el rango de cobertura de la transmisión inalámbrica en los domicilios.

La solución propuesta, representa una alternativa tecnológica y posee toda la fortaleza como para que esta pueda ser mejorada en cuanto al desarrollo de algoritmos más rigurosos para el procesamiento y análisis de más patologías cardiacas, además de una posible implementación de un prototipo mucho más portable y cómodo para el paciente.

Debido al inconveniente, en la recepción de los correos en Facebook, se propone una investigación, que ayude al sistema propuesto, a que los correos enviados a Facebook sean remitidos de una forma más eficiente a la que se planteó inicialmente.

15. GLOSARIO

Ad Hoc: una red ad hoc es aquella (especialmente inalámbrica) en la que no hay un nodo central, sino que todos los dispositivos están en igualdad de condiciones. Ad hoc es el modo más sencillo para el armado de una red. Sólo se necesita contar con 2 placas o tarjetas de red inalámbricas (de la misma tecnología). (Mercado & Rafael, 2008)

Atrios: Son las cuatro cavidades del interior del corazón que se divide en las dos superiores, por donde entra sangre al corazón, se denominan aurículas y las dos inferiores se denominan ventrículos. (Civetta JD, 2004)

Bluetooth: Es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2,4 GHz. (IEEE INTERNET COMPUTING, 2001)

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

Buffer: Es una ubicación de la memoria en un Disco o en un instrumento digital reservada para el almacenamiento temporal de información digital, mientras que está esperando ser procesada. Por ejemplo, un analizador TRF tendrá uno o varios buffers de entrada, donde se guardan las palabras digitales que representan las muestras de la señal de entrada.

Cardiovascular: El término cardiovascular se refiere al corazón (cardio) y a los vasos sanguíneos (vascular). El sistema cardiovascular es utilizado comúnmente para referirse a enfermedades cardiovasculares.

CMRR: La razón de rechazo al modo común o CMRR, de las siglas en inglés Common Mode Rejection Ratio) es uno de los parámetros de un amplificador operacional .

ECG: son las siglas de Electrocardiograma la cual es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, que se obtiene con un electrocardiógrafo en forma de cinta continua.

Electrolito: Un electrolito o electrólito es cualquier sustancia que contiene iones libres, los que se comportan como un medio conductor eléctrico. Debido a que generalmente consisten en iones en solución, los electrólitos también son conocidos como soluciones iónicas, pero también son posibles electrolitos fundidos y electrolitos sólidos. (Baynes, 2006.)

FHSS: Es una técnica de modulación en espectro ensanchado en el que la señal se emite sobre una serie de radiofrecuencias aparentemente aleatorias, saltando de frecuencia en frecuencia sincrónicamente con el transmisor.

Galvanómetro: Es una herramienta que se usa para detectar y medir la corriente eléctrica. Se trata de un transductor analógico electromecánico que produce una

deformación de rotación en una aguja o puntero en respuesta a la corriente eléctrica que fluye a través de su bobina.

GPRS: General Packet Radio Service (GPRS) o servicio general de paquetes vía radio creado en la década de los 80 es una extensión del Sistema Global para Comunicaciones Móviles (Global System for Mobile Communications o GSM) para la transmisión de datos mediante conmutación de paquetes.

GSM: Es el sistema global para las comunicaciones móviles (del inglés Global System for Mobile communications, GSM, y originariamente del francés groupe spécial mobile) es un sistema estándar, libre de regalías, de telefonía móvil digital. (Cai & Jian, 1997)

Hachemita: Hachemí, hashimí o hachemita (en lengua árabe: erbmon le se (هاشمي) que se da a un linaje árabe, en la actualidad reinante en Jordania y presente en Marruecos, que procede de los Banu Hashim o hijos de Hashim, uno de los clanes más importantes de la antigua tribu de Quraish.

Isquemia: En medicina, se denomina isquemia al sufrimiento celular causado por la disminución transitoria o permanente del riego sanguíneo y consecuente disminución del aporte de oxígeno (hipoxia), de nutrientes y la eliminación de productos del metabolismo de un tejido biológico. (MedlinePlus, 2012)

Miocardio: Es el tejido muscular del corazón, músculo encargado de bombear la sangre por el sistema circulatorio mediante contracción.

RF: Radiofrecuencia, también denominado espectro de radiofrecuencia o RF, se aplica a la porción menos energética del espectro electromagnético, situada entre unos 3 kHz y unos 300 GHz.

Unicast: Es el envío de información desde un único emisor a un único receptor. Se contraponen a multicast (envío a ciertos destinatarios específicos, más de uno), broadcast (radiado o difusión, donde los destinatarios son todas las estaciones en la red) y anycast (el destinatario es único, uno cualquiera no especificado).

16. BIBLIOGRAFÍA

- Abadía Barrero, C., & Oviedo Manrique, D. (2010). *Itinerarios burocráticos de la salud en Colombia: la burocracia neoliberal, su estado y la ciudadanía en salud*. Bogotá: Revista, Gerencia y Política de Salud.
- Hoyos, B., & Correa Serma, L. (2010). *Development of telehealth activities in Colombia*. Belo Horizonte: Latin Am J Telehealth.
- Vargas Lorenzo, I., Vázquez Navarrete, L., & Mogollón Pérez, A. (2010). *Acceso a la atención en salud en Colombia*. REVISTA DE SALUD PÚBLICA.
- Mercado, B., & Rafael, A. (2008). *Redes inalámbricas ad hoc*.
- Accuhealth. (20 de Septiembre de 2013). *Accuhealth*. Recuperado el 15 de mayo de 2013, de <http://www.accuhealth.cl/ide>
- Acosta, S. R. (2010). *Barreras y Determinantes del Acceso a los Servicios de Salud en Colombia*. Trabajo de Investigación, Universidad Autónoma de Barcelona, Bellaterra.
- Alliance., ©. 2. (2013). *ZigBee Alliance*. Recuperado el 25 de Febrero de 2013, de <http://www.zigbee.org/>
- Altamirano, C. A. (2005). *Monitoreo de recursos de red*. Mexico D.F.
- Asthana, A. (junio de 2008). *IEEE Student Branch*. Recuperado el 27 de 03 de 2013, de <http://ewh.ieee.org/sb/delhi/bvce/www/journal/jan08/sec1.php?page=19>
- Aveldaño, M. L. (27 de noviembre de 2008). *El Espectador*. Recuperado el 29 de septiembre de 2012, de <http://www.elespectador.com/impreso/articuloimpreso94195-monitoreo-cardiaco-de-bolsillo>
- Baynes, J. (2006.). *Bioquímica médica*. Madrid: Elsevier Mosby.
- Becerra Luna, B., Dávila García, R., Salgado-Rodríguez, P., Martínez Memije, R., & Infante Vázquez, O. (2012). *Monitor de señales de electrocardiografía y*

frecuencia cardíaca mediante un teléfono móvil con el protocolo de comunicación. México D.F: ELSEVIER DOYMA.

Biardo, B. R. (2004). *Electrodos para uso en estudio de electrofisiología y ablacion.* Universida de la republica , XII seminario de ingeniería biomedica , Montevideo.

Bustamente Osorno, J., Francisco Saenz, J. A., & Alberto, M. C. (2008). *Desarrollo del componente de hardware de un dispositivo de telemonitoreo inalámbrico de eventos cardíacos.* Universidad Pontificia Bolivariana.

Cai, D., & Jian, j. (1997). *General Packet Radio Service in GSM.* IEEE communication Magazine.

California Pacific Medical Center. . (2003). *Ataque Cardíaco.* Beyond Medicine.

Carlos, V. R. (2007). *El Estándar Inalámbrico ZigBee.* Trujillo – Perú.

Carlos, V. R. (2007). *El Estándar Inalámbrico ZigBee.* Trujillo, Peru.

Castellano, C., Perez, M. A., & F. Attie. (2004). *Electrocardiografía Clínica* (Segunda ed.). Madrid, España: ELSEVIER.

CEARTEE. (29 de mayo de 2009). *CEARTEE.* Recuperado el 20 de octubre de 2013, de El cuerpo humano: <http://blogceartee.blogspot.com/2009/05/el-cuerpo-humano.html>

Civetta JD, C. R. (2004). *Anatomía del Corazón .*

Comité de patología crítica cardiovascular de la sociedad argentina de terapia intensiva. (2008). *Guías para el manejo y tratamiento de los síndromes coronarios agudos en terapia intensiva y unidades de emergencias.* Buenos Aires: medicina intensiva.

comunicaciones, M. d. (2012). *Colombia inicia una nueva era en telesalud.* Recuperado el 15 de octubre de 2012, de <http://archivo.mintic.gov.co/mincom/faces/?id=1588>

Cuenca., M. P. (2010). *Curso de formación para el personal de atención primaria en salud .* yacuambi.

- Datasheep AD620. (1999). *Instrumentation Amplifier*. Analog Devices.
- Delgado, G. M. (2009). *Zigbee y sus aplicaciones en el monitoreo y control de procesos a distancia*. Tesis Profesional, Universidad autónoma de san luis, San Luis Potosí,.
- Departamento Administrativo Nacional de Estadística. (2008). *Identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro*.
- Diaz Cruz, E., Hernandez del Valle, P., & Weber Nicasio, O. (2008). *Sistema de adquisición y registro de señales electrocardiográficas (sarse)*. Mexico, D.F.
- Digi International. (2008). *Wireless Mesh Networking, ZigBee® vs. DigiMesh™*. Recuperado el 3 de Noviembre de 2013, de http://www.digi.com/pdf/wp_zigbeevsdigimesh.pdf
- Durana, J. G. (2004). *Introduccion a Matlab*. Dpto. de Ingenieria de Sistemas.
- Edward A. Caceres-Mendes, S. M. (2011). *Telemedicina: historia, aplicaciones y nuevas herramientas en el aprendizaje*. Universidad Javeriana. Bogota: Universitas Médica,.
- Elespectador.com. (4 de abril de 2013). Hacinamiento, pacientes en el piso y enormes filas halló Personería en hospitales. *El espectador*, pág. 1.
- Elías Rovira Gil, C. G. (2008). Arritmias cardíacas. *URGENCIAS EN ENFERMERÍA*.
- Foro Económico Mundial y la Escuela de Salud Pública de Harvard. (Septiembre de 2011). *The Global Economic Burden of*. Recuperado el 21 de septiembre de 2013, de The Global Economic Burden of: http://www3.weforum.org/docs/WEF_Harvard_HE_GlobalEconomicBurdenNonCommunicableDiseases_2011.pdf
- Furness, J. (2008). *¿Tiene futuro ZigBee?* Farnell.
- HERNANDEZ, N. (16 de Abril de 2009). *Blog historia de la telemedicina*. Recuperado el 1 de abril de 2013, de http://nawelhernandez.blogspot.com/2009/04/historia-de-la-telemedicina_16.html

Ibarra, S. L., & Raúl, M. (1999). *Filtros Activos*. Mexico D.F: limusa.

IEEE INTERNET COMPUTING. (2001). *Bluetooth: Technology for Short-Range*.

Jiménez, A. M. (8 de septiembre de 2012). *Universidad Nacional de Colombia*. Recuperado el 15 de octubre de 2012, de Unidad de Medios de Comunicación - Unimedios: <http://www.unperiodico.unal.edu.co/dper/article/oidos-agudos-para-anticiparse-a-las-cardiopatias.html>

Liga Colombiana Contra el Infarto y la Hipertension. (2011). Ignorancia, factor de riesgo del infarto. *Corazón sano*, 1-4.

Martín, e. C., & Torrado chamorro, V. (2009). *Fenómenos Paranormales*. Recuperado el 15 de marzo de 2013, de http://proyecto4oa.blogspot.com/2009_02_01_archive.html

mathworks. (24 de enero de 2013). *How do I use SENDMAIL to send email from MATLAB 7.2 (R2006a) via the GMail server or Yahoo server?*:mathworks. Recuperado el 25 de junio de 2013, de mathworks: <http://www.mathworks.com/support/solutions/en/data/1-3PRRDV/>

MaxStream. (1 de junio de 2007). XBees™ Series 2 OEM RF Modules. Lindon,,: Digi Internaitonal.

Medina, R. A. (s.f.). *Algoritmo para el procesamiento de la Señal Electrocardiográfica (ECG) utilizando la Transformada Wavelet Discreta (DWT)*. Uniciencia.

MedlinePlus. (8 de Octubre de 2012). *MedlinePlus*. Recuperado el 23 de marzo de 2013, de Isquemia hepática: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000214.htm>

Mero, C, Parrales, J. , ;Salamea, M, & Novillo, F. (s.f.). *Transmisión de señal cardíaca mediante sistema GPRS*. Guayaquil - Ecuador.

Microchip Technology Inc. (2013). *datasheep PIC16F87XA*. Microchip Technology Inc.

- Miriam Jorge Fernández, R. M. (2010). *Telemedicina: ¿futuro o presente?* La Habana: Redalyc.org (Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal).
- Montiel, M. C. (12 de Julio de 2012). Electrocardiógrafo inalámbrico para monitoreo de múltiples pacientes. *El universal*.
- Olmed, J. F. (2011). *Comunicaciones inalámbricas módulos de radio frecuencia versión OEM Xbee*. Recuperado el 15 de abril de 2013, de <http://es.scribd.com/doc/58980339/Teoria-y-Programacion-Modulos-XBEE>
- Ordóñez Maldonado, Alejandro; Castañeda Curvelo, Martha Isabel; García Cancino, Miguel ; Orozco Rodríguez, Nazly ; Puerto García, Stephanie; Ríos Montañez, Ana María; Peñaloza Quintero, Rolando Enrique. (2010). *Financiamiento del Sistema General de Seguridad Social en Salud*. Procuraduría General de la Nación. ECOE EDICIONES LTDA.
- Organizacion Mundial de la Salud. (2010). *situacion mundial de las enfermedades no transmisibles*. Ginebra: OMS.
- Osorio, L. A. (2007). *Acondicionamiento de Señales Bioeléctricas*. Trabajo de Grado, Universidad Tecnológica de Pereira - UTP, Pereira.
- Oyarce, A. (2010). *Guía del Usuario, Xbee series 1*. Santiago, Chile: Ingeniería MCI Ltda.
- Pita Fernández S, P. D. (2001). *Relación entre variables cuantitativas*. Fistera.
- Ponce, E., Molina Tortosa, E., & Mompó Maicas, V. (2008). *Redes inalámbricas IEEE 802.11*.
- Ramos, C. M. (2009). *Las TIC en la Hospitalización y en la Atención Domiciliarias*. Universidad Complutense, Facultad de Medicina. . Madrid: Reduca (Recursos Educativos).
- Rojas , w., Herrera, J., Acuña O, J., Muñoz, P., & Ibarguen, F. (2007). *Análisis y supervisión de la señal cardiaca con transmisión inalámbrica de datos*. Pereira Colombia: Scientia Et Technica.

- SaludCoop. (2013). *SaludCoop*. Recuperado el 5 de Octubre de 2013, de http://www.saludcoop.coop/index.php?option=com_content&view=article&id=179&Itemid=204
- Salvador., J. O. (9 de Octubre de 2012). *cardiomedica*. Recuperado el 21 de Agosto de 2013, de *Cardiopatía isquémica*: <http://www.cardiomedica.es/patol/cardiopatiaaisq/index.php>
- sociedad colombiana de cardiología. (febrero de 2010). Síndrome coronario agudo con elevación del st. (M. Jorge León Galindo, Ed.) *revista colombiana de Cardiología*, 17.
- Steven Dowshen, M. (Noviembre de 2009). *kidshealth*. Recuperado el 15 de Marzo de 2013, de http://kidshealth.org/kid/en_espanol/adultos/heart_disease_esp.html
- Vivas, J., & Torres, L. (2003). *Análisis y visualización de señales electrocardiográficas utilizando la transformada wavelet*. Universidad El Bosque.
- WHO Media centre. (marzo de 2013). *Organizacion mundial de la Salud*. Recuperado el 21 de septiembre de 2013, de Enfermedades cardiovasculares: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- World Health Organization. (2010). Telemedicine Opportunities and developments in Member States. *Report on the second global survey on eHealth*, 2, 10-15.