

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA ELECTROCARDIÓGRAFICO CON
CONEXIÓN INALÁMBRICA A SMARTPHONES QUE SIRVA COMO SOPORTE EN EL
DIAGNOSTICO DE ARRITMIAS E INFARTOS DE MIOCARDIO**



Andrés Ricardo Muñoz

Willian Andrés Campo

Director:

Rubiel Vargas Cañas. Ph.D.

**Universidad Del Cauca
Facultad De Ciencias Naturales, Exactas y De La Educación
Departamento De Física
Ingeniería Física
Popayán, Febrero de 2014**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA ELECTROCARDIÓGRAFICO CON
CONEXIÓN INALÁMBRICA A SMARTPHONES QUE SIRVA COMO SOPORTE EN EL
DIAGNOSTICO DE ARRITMIAS E INFARTOS DE MIOCARDIO**



**Monografía presentada como requisito parcial para optar por el título de
ingenieros físicos.**

Director:

Rubiel Vargas Cañas. Ph.D.

**Universidad Del Cauca
Facultad De Ciencias Naturales, Exactas y De La Educación
Departamento De Física
Ingeniería Física
Popayán, Febrero de 2014**

Contenido

Capitulo 1. Introducción	5
1.1 Contribución	5
1.2 Organización Del Documento	6
Capitulo 2. Marco Teórico	7
2.1 Introducción	7
2.2 El Aparato Cardiovascular	7
2.2.1 El Corazón	8
2.3 Electrocardiografía	12
2.3.1 Sistema de conducción eléctrico del corazón	12
2.3.2 El Electrocardiograma.	14
2.3.3 Arritmias Cardiacas	19
2.3.4 Infarto Agudo De Miocardio	19
2.4 Procesamiento De Señales	20
2.4.1 Etapas Del Procesamiento De Señales	20
2.4.2 Señales Bioeléctricas.	20
2.4.3 Teorema De Muestreo[13]	21
2.4.4 Procesamiento De Señales Mediante La Transformada Wavelet	21
2.4.5 Transformada Wavelet Continua	23
2.5 Análisis Discriminante Lineal (LDA)	24
2.5.1 Modelo Matemático	25
2.5.2 Extracción Funciones Discriminantes	26
2.5.3 Criterio De Clasificación:	27
2.6 Software Para Desarrollo De Instrumentación Virtual Labview.	28
2.6.1 Ambiente De Desarrollo De Labview.[18]	29
2.6.2 Paletas De Funciones Y Controles/Indicadores.	30
2.7 Android	31
2.7.1 Estructura De Un Proyecto Android	31
2.7.2 Componentes Principales De Una Aplicación Android	33

Capitulo 3. Construcción Del Prototipo De Electrocardiógrafo	34
3.1 Introducción	34
3.2 Adquisición De Potenciales De Acción Cardiacos	34
3.2.1 Electroodos	34
3.2.2 Disposición de los electrodos	35
3.2.3 Cables	36
3.3 Acondicionamiento Analógico De La Señal	36
3.3.1 Pre-amplificación.	37
3.3.2 Filtrado Pasa-Altas	39
3.3.2 Amplificación.	40
3.3.3 Filtrado.	42
3.3.4 Digitalización.	43
3.4 Transmisión De Datos.	43
3.4.1 Transmisión De Datos Al Pc	44
3.4.2 Transmisión Al Dispositivo Móvil	44
Capitulo 4. Recepción Y Procesamiento De La Señal	46
4.1 Introducción	46
4.2 Recepción Y Procesamiento De La Señal	46
4.3 Recepción En Labview	47
4.3.1 Configuración Del Puerto Serie	47
4.4 Pre procesamiento de la señal	48
4.4.1 Visualización de la señal ECG	49
4.5 Identificación Del Intervalo QRST	49
4.5.1 Filtro a La Señal ECG	50
4.5.2 Detección De Picos R y S	51
4.5.3 Detección de picos Q y T	55
4.6 Análisis de la señal	56
4.6.1 Criterios de selección ritmo cardiaco (Bradicardia, Taquicardia y Ritmo Irregular).	56
4.6.2 Criterios De Selección Infarto De Miocardio	58
Capitulo 5. Desarrollo De La Aplicación Para Android	61

5.1 Introducción-----	61
5.2 Análisis De Requerimientos -----	61
5.2.1 Funcionalidades De La Aplicación. -----	61
5.2.2 Apariencia De La Aplicación. -----	62
5.3 Diseño del sistema-----	62
5.3.1 Diseño De La Interfaz Gráfica.-----	62
5.3.2 Gestión Del Adaptador Bluetooth, Gestión De Conexiones Y Recepción De Datos-----	63
5.3.3 Acondicionamiento Y Despliegue Gráfico De Datos. -----	63
5.4 Diseño Del Programa-----	63
5.4.1 Diseño De La Interfaz Gráfica -----	63
5.4.2 Gestión Del Adaptador Bluetooth, Gestión De Conexiones Y Recepción De Datos-----	66
5.4.3 Acondicionamiento Y Despliegue Gráfico De Datos -----	68
5.5 Codificación -----	70
5.6 Pruebas -----	71
Capitulo 6. Resultados -----	73
6.1 Resultados De La Etapa De Diseño y Construcción Del Prototipo De Electrocardiógrafo-----	73
6.2 Resultados De La Etapa De Recepción Y Procesamiento De La Señal-----	75
6.2.1 Detección de Bradicardias -----	77
6.2.2 Detección de Taquicardias-----	78
6.2.3 Detección De Infarto De Miocardio-----	82
6.3 Resultados Del Desempeño De La Aplicación Para Android-----	91
6.3.1 Resultados Obtenidos De Las Pruebas De Desempeño De La Interfaz Gráfica-----	91
6.3.2 Resultados Obtenidos De Las Pruebas De Desempeño De Las Funcionalidades Bluetooth -----	94
Capitulo 7. Conclusiones y Trabajos Futuros -----	97
7.1 Conclusiones -----	97
7.2 Recomendaciones Y Trabajos Futuros -----	98
Bibliografía-----	99

Índice de Tablas

Tabla 1 Clasificación de dispositivos bluetooth según su potencia [35]-----	45
Tabla 2 Matriz general de valores adecuados para parámetros de visualización dinámica -----	70
Tabla 3 Señales con Arritmias. -----	79
Tabla 4 Prueba datos obtenidos de Arritmias-----	80
Tabla 5 Prueba datos obtenidos de señales con Bradicardias -----	82
Tabla 6 Resultados estadísticos señales con Bradicardias. -----	82
Tabla 7 Señales con infarto de miocardio-----	83
Tabla 8 Señales Normales-----	89
Tabla 9 Datos obtenidos de pruebas a señales con Infarto de Miocardio -----	90
Tabla 10 Resultados estadísticos señales con Infarto de Miocardio.-----	91

Índice de Figuras

Figura 1 Aparato cardiovascular[4] -----	8
Figura 2 Vista frontal de un corazón humano. Las flechas blancas indican el flujo normal de la sangre.[5] -----	9
Figura 3 Válvulas cardiacas.[5]-----	9
Figura 4 Sistema de conducción.[6] -----	10
Figura 5 Fases del potencial de acción cardiaco[7] -----	11
Figura 6. Partes del sistema de conduccion electrico del corazon -----	13
Figura 7 Derivaciones bipolares. -----	14
Figura 8 Triangulo de Einthoven.-----	15
Figura 9 Derivaciones aumentadas. -----	16
Figura 10 Derivaciones Precordiales. Véase [9]-----	16
Figura 11 Dibujo de un ECG con etiquetas de ondas e intervalos. P=onda P, PR=segmento PR, QRS=complejo QRS, QT= intervalo QT, ST=segmento ST, T=onda T.[9] -----	17
Figura 12 Esquema general para la adquisición y procesamiento de señales-----	20
Figura 13 Tiempo-frecuencia de dos funciones Wavelet. [15]-----	23
Figura 14 Translación y cambio de escala en la CWT. -----	24
Figura 15 Dos grupos y una variable clasificadora-----	27
Figura 16 Puntuación Discriminante -----	28
Figura 17 A Panel Frontal y B diagrama de bloques -----	29
Figura 18 Tools Palette -----	30
Figura 19 Paleta de controles (a) y paleta de funciones (b) -----	30
Figura 20. Project explorer de eclipse donde se muestra la estructura del proyecto EcgBt-----	31
Figura 21 Archivos contenidos en el directorio src -----	32
Figura 22 Archivos contenidos en el directorio gen -----	32
Figura 23 Subdirectorios contenidos en el folder res-----	32
Figura 24 Etapas del diseño y desarrollo del hardware del prototipo de electrocardiógrafo. -----	34
Figura 25 Electrodo Kendall MediaTrace200-----	35
Figura 26 Triangulo de Einthoven.[31]-----	36
Figura 27 Diagrama de pines del amplificador de instrumentación AD620 [32] -----	37
Figura 28 Esquema para implementación de la etapa de amplificación diferencial-----	38
Figura 29 Esquema filtro RC, pasa-altas, de primer orden-----	39
Figura 30 Respuesta en frecuencia del filtro RC pasa-altas pasivo de primer orden -----	40
Figura 31 Esquema amplificador operacional con $G_2 = 100$ -----	40
Figura 32 Montaje requerido para invertir el voltaje de suministro, con el circuito integrado ICL7660. -----	41
Figura 33 Obtención de $V_{CC}/2$ -----	41
Figura 34 Diagrama de pines del circuito integrado MAX7480 (filtro Butterworth, pasa-bajas) [34] -----	42

Figura 35 Respuesta en frecuencia de max7480 con una frecuencia de corte de aproximadamente $F_c = 1\text{KHz}$ [34] -----	42
Figura 36 Montaje del max7480 recomendado por el fabricante.[34] -----	43
Figura 37 Bluetooth modem BlueSmirf silver [39] -----	45
Figura 38 Esquema general de la recepción y procesamiento de la señal ECG. -----	46
Figura 39 Interfaz Gráfica -----	47
Figura 40 Configuración del puerto serial en Labview.-----	48
Figura 41 SubVI's para la visualización-----	49
Figura 42 Visualización de la señal ECG-----	49
Figura 43 Transformada Bior1.5 (escala $a=2$) -----	52
Figura 44 Señal ECG y su transformada wavelet bior1.5 con módulos W_{max} y W_{min} y cruce por cero de la CWT en la escala 2. -----	54
Figura 45 Transformada DB2 (escala $a=2$) -----	55
Figura 46 Señal ECG y su transformada wavelet db2 con módulos W_{max} y W_{min} y cruce por cero de la CWT en la escala 32. -----	56
Figura 47 Elementos en la Activity principal o Main Activity. -----	64
Figura 48 Devices Activity superpuesta a Main Activity. -----	66
Figura 49 Project Explorer del proyecto de la aplicación-----	71
Figura 50 Hardware del sistema de simulación de paciente + electrocardiógrafo-----	72
Figura 51 Diagrama general del sistema -----	73
Figura 52 Diagrama esquemático del prototipo de electrocardiógrafo -----	74
Figura 53 (A) Electrodo, tarjeta de desarrollo arduino y el escudo de electrocardiografía. (B) electrodo y prototipo de electrocardiógrafo completo. -----	74
Figura 54 Despliegue gráfico en el instrumento virtual, de un potencial de acción cardiaco obtenido mediante el prototipo de electrocardiógrafo. -----	75
Figura 55 Despliegue gráfico en la aplicación para Android, de un potencial de acción cardiaco obtenido mediante el prototipo de electrocardiógrafo. -----	75
Figura 56 Señal ECG sin filtro y señal ECG suave (filtrada)-----	76
Figura 57 Detección de las ondas Q (Negro), R (Azul), S (Rojo), T (Verde) en la señal ECG, y las transformadas bior1.5 y db2 respectivamente. -----	77
Figura 58 Detección de bradicardias en Matlab. -----	77
Figura 59 Detección de bradicardia en el panel frontal de Labview. -----	78
Figura 60 Detección de taquicardias en Matlab. -----	79
Figura 61 Detección de taquicardia en el panel frontal de Labview. -----	79
Figura 62 Pantalla principal de la aplicación recibiendo la señal de calibración desde el simulador. -----	92
Figura 63 Gráfica de la señal de la base de datos de physionet (patient001-s0014lre), desplegada en la pantalla de un pc. -----	93
Figura 64 Gráfica de la señal de la base de datos de physionet (patient001-s0014lre), desplegada por la aplicación Android (en una tablet Samsung Galaxy Tab 7.0 plus) -----	93

Figura 65 Resultado de una prueba de encendido del bluetooth del móvil. ----- 94

Figura 66 Resultado de la segunda prueba, enlistado de dispositivos sincronizados y búsqueda y despliegue de dispositivos disponibles. ----- 94

Figura 67 Intento exitoso de conectarse con un dispositivo ya sincronizado ----- 95

Figura 68 Solicitud de Android para sincronizar el nuevo dispositivo encontrado y la posterior conexión con este. ----- 95

Figura 69 Resultado de la prueba para finalizar una conexión bluetooth existente----- 96

Figura 70 Recepción y despliegue de datos provenientes del simulador ----- 96

Capítulo 1. Introducción

Según la organización mundial de la salud, las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en todo el mundo [1]Cada año mueren más personas por ECV que por cualquier otra razón. Según el informe Septiembre de 2011 de la OMS, en ese año murieron por esta causa aproximadamente 17 millones de personas, lo cual representa un 30% de todas las muertes registradas en el mundo [1]. Las muertes por ECV afectan por igual a ambos sexos, y más del 80% se producen en países de ingresos bajos y medios. Según el Dane [2], en Colombia mueren 54 mil personas anualmente debido enfermedades cardiovasculares.

La electrocardiografía es el estudio de la actividad eléctrica generada por el corazón la cual es registrada mediante un dispositivo llamado electrocardiógrafo, el registro obtenido con estos dispositivos se llama electrocardiograma y su análisis proporciona importante información acerca del funcionamiento del corazón, este tipo de examen médico es requerido generalmente cuando existen sospechas de anomalías en el desempeño del corazón también conocidas como cardiopatías. La calidad de un electrocardiograma depende casi en su totalidad de la calidad del electrocardiógrafo, volviéndose indispensable que en su fase de diseño se implementen soluciones para cada una de las posibles fuentes de error, como el desplazamiento de la señal debido al movimiento o la respiración del paciente o la adición de señales parasitas debido a interferencia electromagnética, entre otras; La implementación o no de las soluciones a cada uno de estos posibles problemas son lo que determinara en ultimas la calidad del dispositivo.

Una vez se logra obtener una señal confiable, se puede proceder a procesarla mediante técnicas matemáticas implementadas en algoritmos computacionales para intentar determinar automáticamente cualquier tipo de afección (que por supuesto pueda ser identificada mediante el análisis del electrocardiograma) y porque no aprovechar los desarrollos actuales en cuanto tecnologías de la información y la comunicación para hacer que este tipo de exámenes se vuelvan algo más sencillo de realizar y mucho más fácil de asimilar por parte del paciente, como por ejemplo haciendo uso de la actualmente muy potente capacidad de computo de los smartphones, para lograr tener una unidad de visualización y procesamiento de las señales al alcance de cualquier persona.

En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un electrocardiógrafo de bajo costo con interfaz a un computador personal donde se realiza el despliegue, procesamiento y análisis de las señales obtenidas por este; además de contar con un algoritmo encargado de la detección de arritmias e infarto agudo de miocardio y también con la posibilidad de desplegar de forma gráfica la señal en un dispositivo móvil con sistema operativo Android.

1.1 Contribución

La contribución que se realiza con este trabajo en cuanto a la construcción de electrocardiógrafos consiste en dejar conocimiento en base a investigación y experimentación sobre el correcto

proceder para realizar el diseño y la posterior construcción de equipos de bajo costo para la adquisición y transmisión de electrocardiogramas, en base a herramientas de alto nivel para el desarrollo hardware y software. Adicionalmente, se describen técnicas sencillas que pueden servir como ayudas a la hora de interpretar electrocardiogramas. También, se hace uso de las TIC como elemento coadyuvante en diagnósticos tempranos, en especial en regiones apartadas de nuestra geografía.

1.2 Organización Del Documento

Lo que resta de este documento se estructura en siete capítulos más, así:

El capítulo dos presenta los fundamentos teóricos y principios básicos de: morfología del sistema circulatorio, sistema de conducción cardíaca, potenciales de acción cardiacos, adquisición y procesamiento de los mismos. Este capítulo también incluye la fundamentación matemática de la transformada Wavelet y su uso en el análisis de señales electrocardiográficas.

En el tercer capítulo se describen detalladamente los pasos realizados para llevar a cabo la elaboración del prototipo del electrocardiógrafo; iniciando con la adquisición de la señal electrocardiográfica por medio de los electrodos, su posterior acondicionamiento (Amplificación y filtrado) para mejorarla, la conversión análogo digital para luego ser transmitida y así realizar el análisis respectivo.

En el cuarto capítulo se detalla el algoritmo desarrollado para realizar la recepción y procesamiento de la señal electrocardiográfica adquirida por medio del prototipo electrocardiógrafo ya diseñado; donde se tiene que, para la recepción de la señal ECG se desarrolló bajo el software Labview y para la etapa de procesamiento, que está basada en la transformada wavelet en Matlab mediante el nodo Matlab Script que está incorporado en los paquetes de Labview.

El quinto capítulo consiste en la descripción metodológica del desarrollo de una aplicación para dispositivos móviles con sistema operativo Android, que sirve para visualizar las señales electrocardiográficas obtenidas con el prototipo de electrocardiógrafo, y que permite realizar medidas sobre la señal de la misma forma que se haría en un electrocardiograma tradicional (mediante una escala calibrada presentada como fondo de la gráfica).

En el sexto capítulo se realiza la presentación y el análisis de los resultados obtenidos en cada una de las etapas del trabajo, las cuales son construcción del prototipo, recepción y procesamiento de la señal y la elaboración de la aplicación para smartphones con sistema operativo Android, mediante tablas, gráficas y estadísticas.

Finalmente, en el séptimo capítulo se presentan las conclusiones, se dan algunas recomendaciones para mejorar el trabajo aquí descrito y se propone el trabajo futuro.

Capítulo 2. Marco Teórico

2.1 Introducción

Este capítulo contiene la teoría necesaria para poder entender e interpretar cada uno de los aspectos que llevaron al desarrollo y culminación de este trabajo,

La estructura de este se presenta de forma que el lector tenga un orden lógico de pasos a seguir para estar completamente documentado en caso que desee llevar a cabo su propio sistema prototipo, siguiendo esta idea se empieza estudiando la anatomía y fisiología del corazón, continuando con bases teóricas acerca de la electrocardiografía incluyendo elementos sobre desarrollo hardware; conceptos y detalles acerca de técnicas para realizar procesamiento de señales enfatizando en las aplicables a señales electrocardiográficas, bases sobre diseño y desarrollo de instrumentos virtuales y finalmente documentación sobre metodología y herramientas a utilizar para la elaboración de aplicaciones para dispositivos móviles, específicamente con sistema operativo Android.

2.2 El Aparato Cardiovascular

El corazón y el aparato circulatorio componen el aparato cardiovascular. El corazón actúa como una bomba que impulsa la sangre hacia los órganos, tejidos y células del organismo. La sangre suministra oxígeno y nutrientes a cada célula y recoge el dióxido de carbono y las sustancias de desecho producidas por esas células. La sangre es transportada desde el corazón al resto del cuerpo por medio de una red compleja de arterias, arteriolas y capilares y regresa al corazón por las vénulas y venas.

El aparato circulatorio unidireccional transporta sangre a todas las partes del cuerpo. Este movimiento de la sangre dentro del cuerpo se denomina «circulación». Las arterias transportan sangre rica en oxígeno del corazón y las venas transportan sangre pobre en oxígeno al corazón.

En la circulación pulmonar, sin embargo, los papeles se invierten. La arteria pulmonar es la que transporta sangre pobre en oxígeno a los pulmones y la vena pulmonar la que transporta sangre rica en oxígeno al corazón.[3]

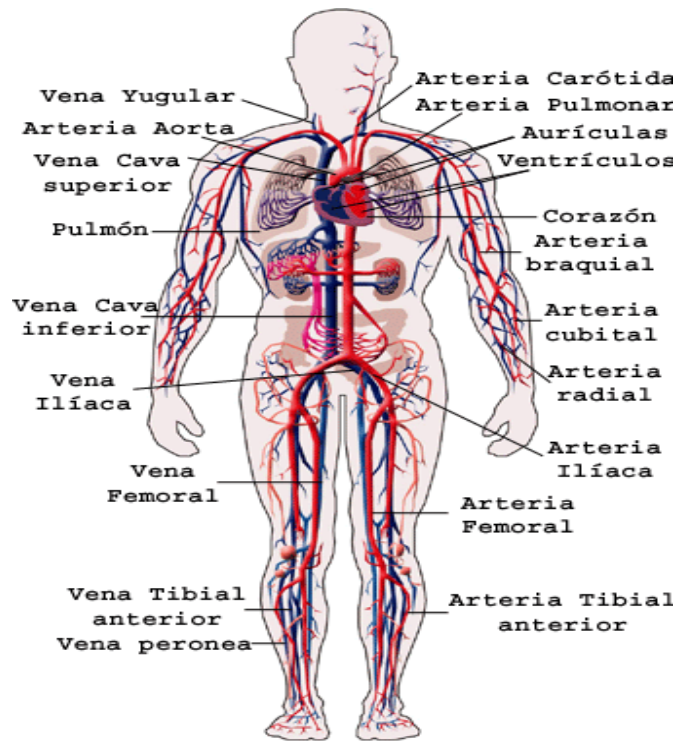


Figura 1 Aparato cardiovascular[4]

2.2.1 El Corazón

El corazón se encuentra entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominada «pericardio» envuelve el corazón como una bolsa. La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón y está unida a la espina dorsal, al diafragma y a otras partes del cuerpo por medio de ligamentos. La capa interna del pericardio está unida al músculo cardíaco. Una capa de líquido separa las dos capas de la membrana, permitiendo que el corazón se mueva al latir a la vez que permanece unido al cuerpo. El corazón tiene cuatro cavidades. Las cavidades superiores se denominan «aurícula izquierda» y «aurícula derecha» y las cavidades inferiores se denominan «ventrículo izquierdo» y «ventrículo derecho». Una pared muscular denominada «tabique» separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón.[5]

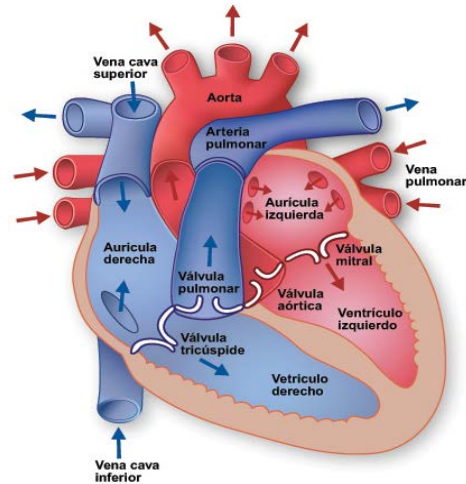


Figura 2 Vista frontal de un corazón humano. Las flechas blancas indican el flujo normal de la sangre.[5]

2.2.1.1 Válvulas Cardiacas

- Las válvulas que controlan el flujo de la sangre por el corazón son cuatro:
- La válvula tricúspide controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.
- La válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla.
- La válvula mitral permite que la sangre rica en oxígeno proveniente de los pulmones pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.
- La válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno pase del ventrículo izquierdo a la aorta, la arteria más grande del cuerpo, la cual transporta la sangre al resto del organismo. (Ver Figura 3)

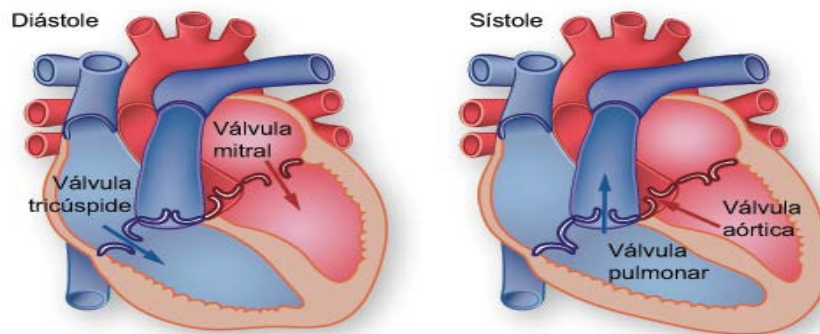


Figura 3 Válvulas cardiacas.[5]

2.2.1.2 El Sistema De Conducción

Los impulsos eléctricos generados por el músculo cardíaco (el miocardio) estimulan el latido (contracción) del corazón. Esta señal eléctrica se origina en el nódulo sinoauricular (SA) ubicado en la parte superior de la aurícula derecha. El nódulo SA también se denomina el «marcapasos natural» del corazón. Cuando este marcapasos natural genera un impulso eléctrico, estimula la contracción de las aurículas. A continuación, la señal pasa por el nódulo auriculoventricular (AV). El nódulo AV detiene la señal un breve instante y la envía por las fibras musculares de los ventrículos, estimulando su contracción. Aunque el nódulo SA envía impulsos eléctricos a una velocidad determinada, la frecuencia cardíaca podría variar según las demandas físicas o el nivel de estrés o debido a factores hormonales.[6]

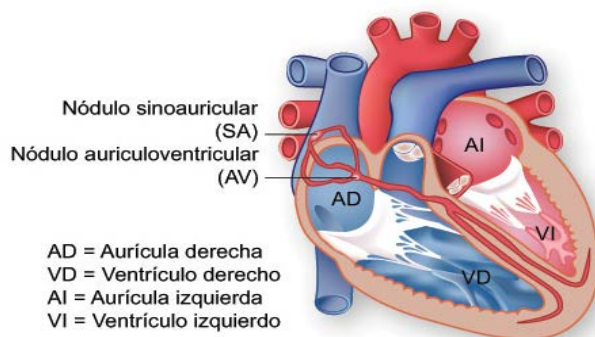


Figura 4 Sistema de conducción.[6]

2.2.1.3 Potencial De Acción (PA)

El potencial de acción cardíaco es un potencial de acción especializado que tiene lugar en el corazón, que presenta propiedades únicas necesarias para el funcionamiento del sistema de conducción eléctrica del corazón.

El potencial de acción (PA) cardíaco difiere de forma significativa en diferentes porciones del corazón. Esta diferenciación de PA genera diferentes características eléctricas de las distintas zonas del corazón. Por ejemplo, el tejido conductivo especializado del corazón tiene la capacidad de despolarizarse sin ninguna influencia externa. Esta propiedad se conoce como el *automatismo* del músculo cardíaco. [7]

2.2.1.4 Fases Del Potencial De Acción Cardíaco (PA)

El modelo estándar para comprender el potencial de acción cardíaco es el PA del miocito ventricular y las células de Purkinje. El PA tiene 5 fases, numeradas del 0 al 4. La fase 4 es el potencial de reposo de la membrana, y describe el PA cuando la célula no está estimulada.

Cuando la célula es estimulada eléctricamente (normalmente por una corriente eléctrica procedente de una célula adyacente), empieza una secuencia de acciones, que incluyen la entrada y salida de múltiples cationes y aniones, que conjuntamente producen el potencial de acción celular, propagando la estimulación eléctrica a las células adyacentes. De esta manera, la

estimulación eléctrica pasa de una célula a todas las células que la rodean, alcanzando a todas las células del corazón.[7]

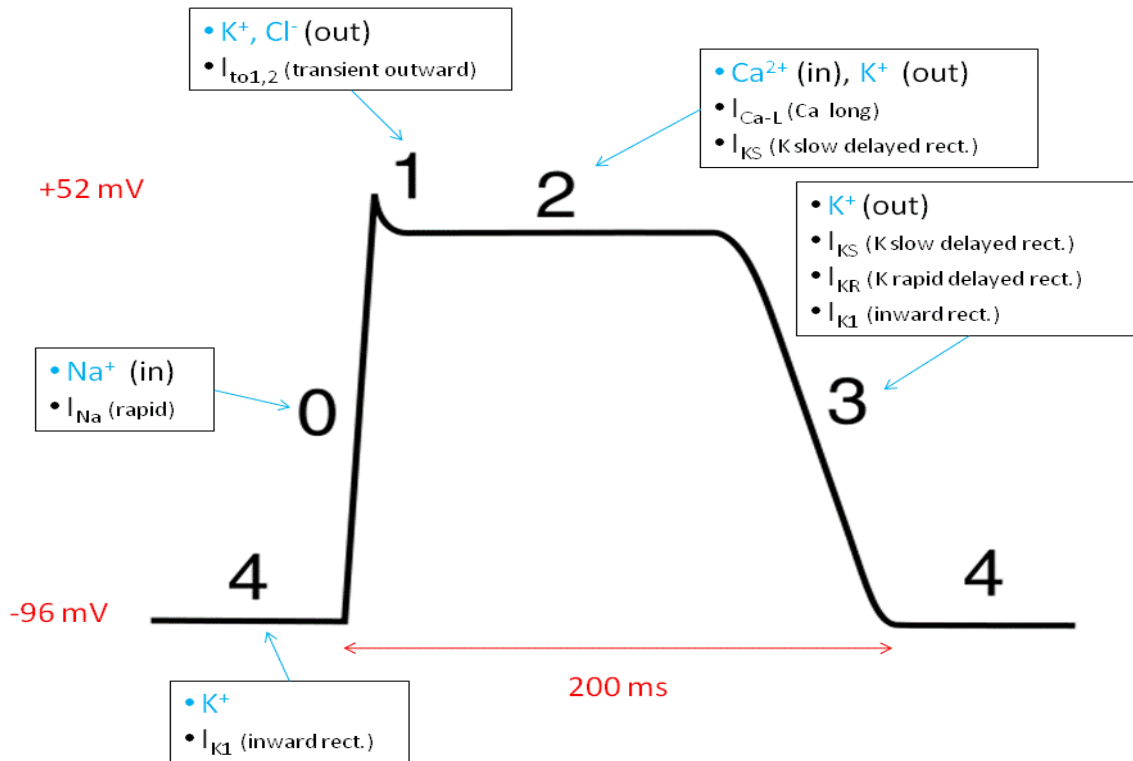


Figura 5 Fases del potencial de acción cardíaco[7]

Fase 0: La *fase 0* es la fase de despolarización rápida. La pendiente de la fase 0 representa la tasa máxima de despolarización de la célula y se conoce como dV/dt_{max} . La despolarización rápida se debe a la apertura de los canales rápidos de Na^+ , lo que genera un rápido incremento de la conductancia de la membrana para el Na^+ (Na^+) y por ello una rápida entrada de iones Na^+ (I_{Na}) hacia el interior celular. Al mismo tiempo, la K^+ disminuye. Estos dos cambios en la conductancia modifican el potencial de membrana, alejándose del potencial de equilibrio del potasio (-96 mV, como se ve en la Figura 5 acercándose al potencial de equilibrio del sodio (+52 mV).

Fase 1: La *fase 1* del PA tiene lugar con la inactivación de los canales rápidos de sodio. La corriente transitoria hacia el exterior que causa la pequeña repolarización ("notch") del PA es debida al movimiento de los iones K^+ y Cl^- , dirigidos por las corrientes *transient outward* $I_{\text{to}1}$ y $I_{\text{to}2}$, respectivamente. La corriente $I_{\text{to}1}$ contribuye particularmente a la depresión de algunos PA de los cardiomiocitos ventriculares. Se ha sugerido que el movimiento de iones Cl^- a través de la membrana durante la fase 1 es el resultado del cambio en el potencial de membrana, debido a la salida de los iones K^+ , y no es un factor que contribuya a la despolarización inicial ("notch") [7]

Fase 2: La fase "plateau" del PA cardíaco se mantiene por un equilibrio entre el movimiento hacia el interior del Ca^{2+} (I_{Ca}) a través de los canales iónicos para el calcio (que se abren cuando el potencial de membrana alcanza -40mV) y el movimiento hacia el exterior del K^+ a través de los canales lentos de potasio *slowdelayedrectifier*, I_{Ks} . La corriente debida al intercambiador sodio-calcio ($I_{\text{Na,Ca}}$) y la corriente generada por la bomba Na-K ($I_{\text{Na,K}}$) también juegan papeles menores durante la fase 2.

Fase 3: Durante la fase 3 (la fase de "repolarización rápida") del PA, los canales voltaje-dependientes para el calcio de tipo L se cierran, mientras que los canales lentos de potasio *slow delay edrectifier* (I_{Ks}) permanecen abiertos. Esto asegura una corriente hacia fuera, que corresponde al cambio negativo en el potencial de membrana, que permite que más tipos de canales para el K^+ se abran. Estos son principalmente los canales rápidos para el K^+ *rapiddelayedrectifier* (I_{Kr}) y los canales de K^+ *inwardlyrectifying* (I_{K1}). Esta corriente neta positiva hacia fuera (igual a la pérdida de cargas positivas por la célula) causa la repolarización celular. Los canales de K^+ *delayedrectifier* se cierran cuando el potencial de membrana recupera un valor de -80 a -85 mV, mientras que I_{K1} permanece funcionando a través de la fase 4, contribuyendo a mantener el potencial de membrana de reposo.

Fase 4: La *fase 4* es el potencial de reposo de la membrana. La célula permanece en este periodo hasta que es activada por un estímulo eléctrico, que proviene normalmente una célula adyacente. Esta fase del PA es asociada con la diástole de la cámara del corazón.

Al potencial de reposo de la membrana, la conductancia para el potasio (g_{K^+}) es alta en relación a las conductancias para el sodio (g_{Na^+}) y el calcio ($g_{\text{Ca}^{2+}}$). En esta fase, la g_{K^+} se mantiene a través de los canales para el K^+ de tipo *inwardrectifying* (I_{K1}). Cuando el potencial de membrana pasa de -90 mV a -70 mV (debido, por ejemplo, al estímulo de una célula adyacente) se inicia la fase siguiente.

2.3 Electrocardiografía

La electrocardiografía es el estudio de la actividad eléctrica del corazón, la cual se obtiene y se registra mediante un dispositivo llamado electrocardiógrafo.

2.3.1 Sistema de conducción eléctrico del corazón

El sistema de conducción eléctrico del corazón es el conjunto de elementos necesarios para mantener el corazón en funcionamiento. Los elementos de este sistema son, el nodo sinusal (SA), las vías internodales, el nodo atrio ventricular (AV), el haz de His (con sus divisiones anterior y posterior) y las fibras de Purkinje.

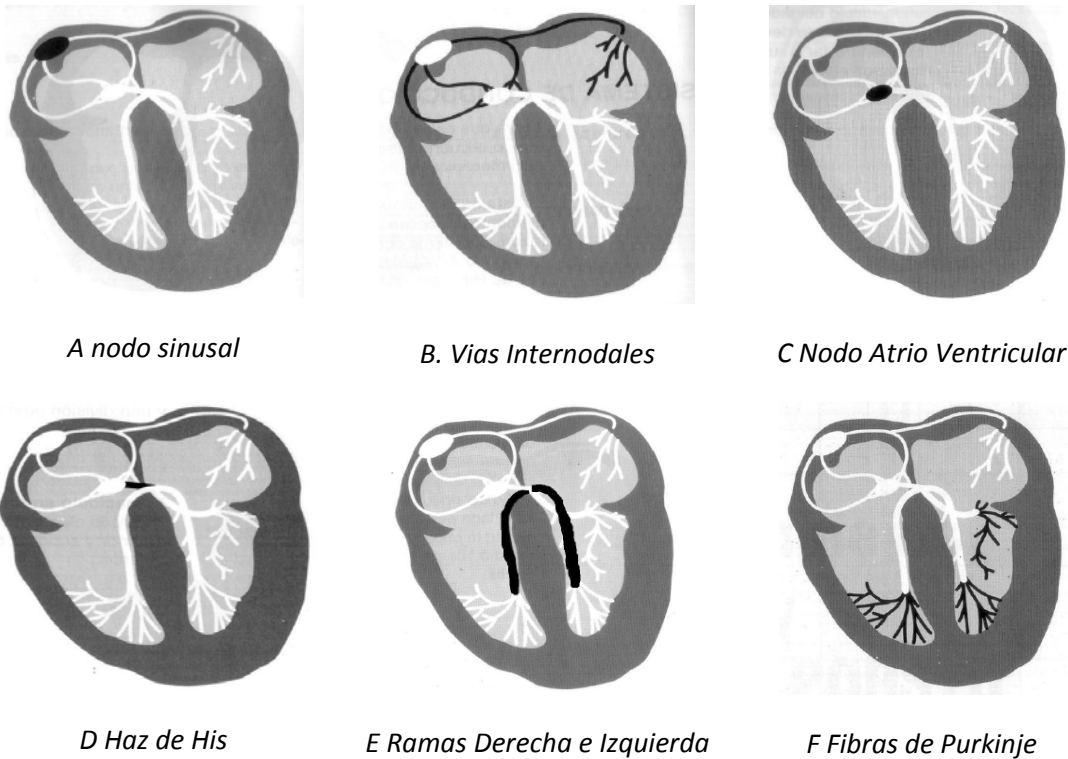


Figura 6. Partes del sistema de conducción eléctrico del corazón

Nodo sinusal: El nodo sinusal (SA). Es en este donde se inicia la actividad eléctrica del corazón, por eso es llamado “el marcapaso del corazón”, este se localiza en la pared superior de la aurícula derecha. Este tiene una forma oval alargada de tamaño variable, mas grande que el nodo atrio ventricular.

Vías internodales: Las vías internodales determinan que ambas aurículas se despolaricen y luego se contraigan al mismo tiempo.

Nodo atrio ventricular: El nodo atrio ventricular tiene una forma oval de un tamaño aproximadamente entre un tercio y la mitad del tamaño del nodo SA, este se localiza al lado derecho del tabique auricular. Y cuando la onda llega allí se demora cerca de 0.1s antes de pasar al haz de His.

Haz de His: El impulso cardíaco se propaga al haz de His, una banda de fibras del miocardio a través de las que se transmite el impulso cardíaco desde el nódulo auriculoventricular (AV) a los ventrículos. El haz de His comienza en el nódulo AV, sigue el tabique membranoso del corazón y se divide para formar las ramas fasciculares izquierda y derecha.[8]

Rama derecha e izquierda: La rama derecha e izquierda son fascículos delgados que corren a lo largo del lado derecho e izquierdo del tabique ventricular y suministra los impulsos eléctricos a ambos ventrículos.

Fibras de Purkinje: Ambas ramas del haz de His terminan en una red de fibras que se localizan en las paredes de los ventrículos izquierdo y derecho. El impulso cardíaco viaja por las fibras de Purkinje y causa la despolarización y después la contracción de los ventrículos.[8]

2.3.2 El Electrocardiograma.

Un electrocardiograma es un registro de la actividad eléctrica que tiene lugar en el corazón cada vez que se contrae y se relaja. Se ponen electrodos en determinadas zonas del cuerpo del paciente y mediante el uso de diversas combinaciones de estos electrodos se observan 12 vistas diferentes de la misma actividad eléctrica en el papel cuadrulado del EKG. Cada vista del corazón se llama derivación electrocardiográfica. En las pruebas de rutina se usa un EKG de 12 derivaciones, que consiste en tres derivaciones estándares y tres derivaciones aumentadas, que ven el corazón en el plano frontal, y seis derivaciones precordiales o torácicas, que ven el corazón en el plano horizontal. [8]

2.3.2.1 Derivaciones

El electrocardiograma consta de 12 derivaciones, que son el resultado de la exploración indirecta del corazón desde distintos planos, tal como si una persona observara una montaña desde su base, sus laderas y su cima. De ese modo obtendría distintas panorámicas del accidente geográfico observado, pero la montaña no cambiaría; lo que cambia es el punto de vista del explorador, al situarse en lugares diferentes. [8]

2.3.2.1.1 derivaciones estándar. [8]

Las derivaciones estándares se llaman derivaciones bipolares porque están compuestas por dos electrodos, uno negativo y uno positivo, y el EKG registra la diferencia de potencial eléctrico entre ellos.

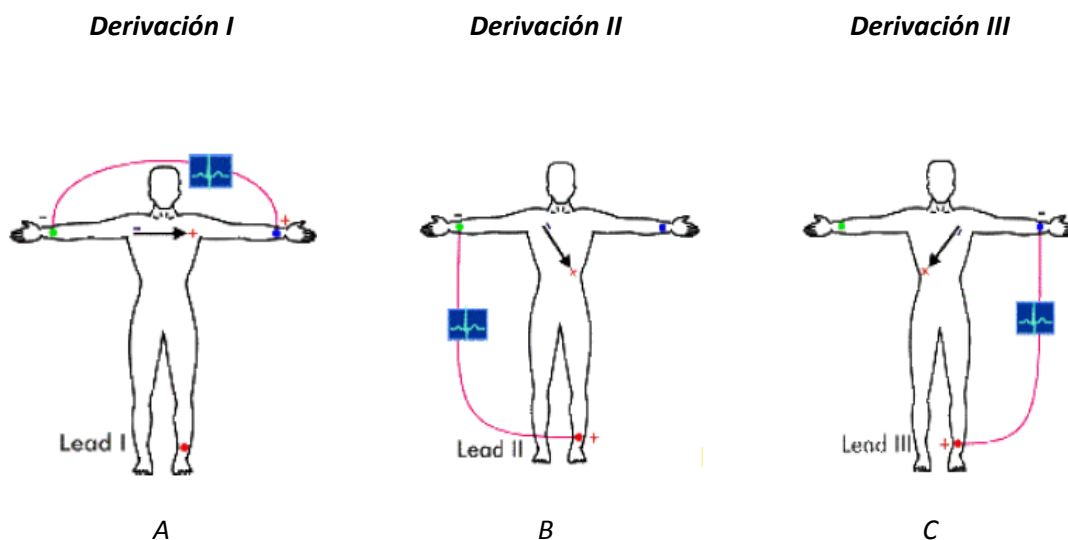


Figura 7 Derivaciones bipolares.

La derivación I (Figura 7A) se forma con el electrodo del brazo derecho, que se designa como negativo, y el brazo izquierdo, que se considera positivo.

La derivación II (Figura 7B) se forma con el electrodo del brazo derecho, que se designa como negativo, y el de la pierna izquierda, que se considera positivo.

La derivación III (Figura 7C) se forma con el electrodo del brazo izquierdo, que se designa como negativo, y el de la pierna izquierda, que se considera positivo.

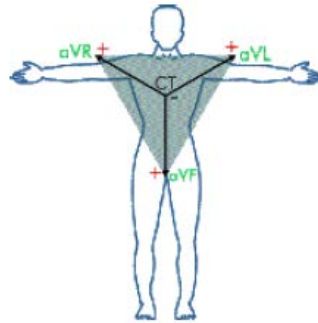


Figura 8 Triángulo de Einthoven.

Las tres derivaciones estándares forman un triángulo sobre el cuerpo y tienen una relación matemática entre sí, como lo describió Einthoven: la altura o profundidad de los registros de la derivación I más las de la derivación III es igual a la altura o profundidad del registro en la derivación II.

2.3.2.1.2 Derivaciones Aumentadas. [8]

Los mismos tres electrodos que se usan para las derivaciones estándares (brazo izquierdo, brazo derecho y pierna izquierda) se usan para crear las derivaciones aumentadas, solo que en combinaciones diferentes. Las derivaciones aumentadas se consideran derivaciones unipolares porque incluyen un electrodo positivo, ubicado en el brazo izquierdo, el brazo derecho o la pierna izquierda, que registra el potencial eléctrico en ese punto respecto de las dos derivaciones restantes.

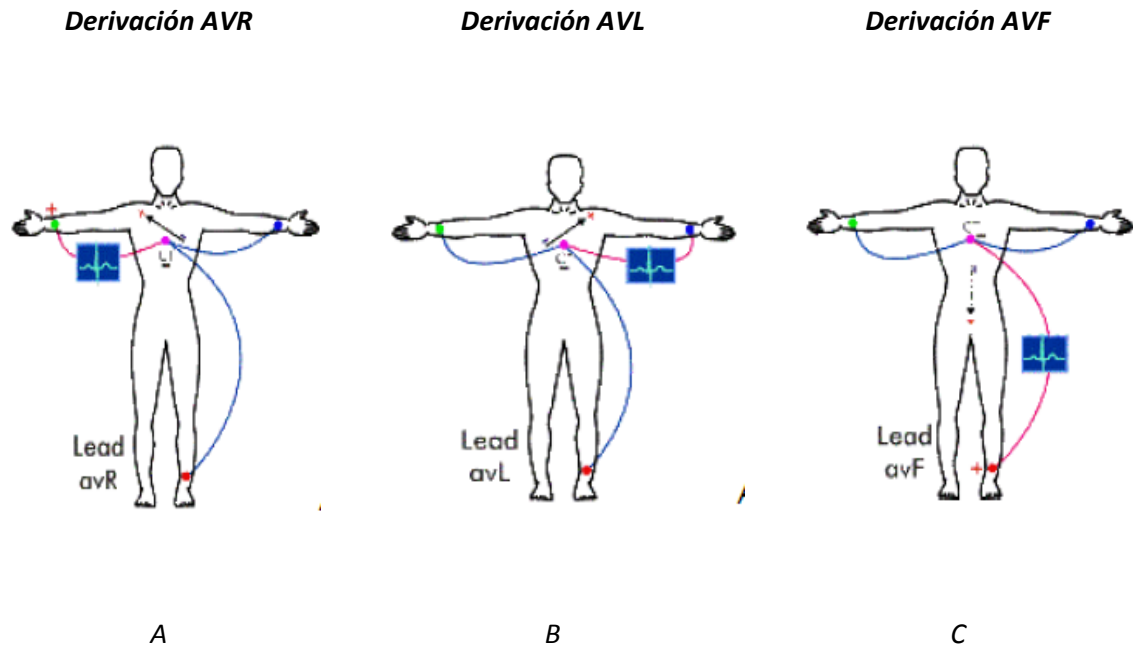


Figura 9 Derivaciones aumentadas.

AVR (Imagen A): voltaje aumentado del brazo derecho. El brazo derecho es el electrodo positivo con respecto al brazo izquierdo y a la pierna izquierda. Esta derivación registra la actividad eléctrica del corazón desde el brazo derecho.

AVL (Imagen B): voltaje aumentado del brazo izquierdo. El brazo izquierdo es el electrodo positivo con respecto al brazo derecho y a la pierna izquierda. Esta derivación ve la actividad eléctrica del corazón desde al brazo izquierdo.

AVF (Imagen C): voltaje aumentado del pie izquierdo. El pie izquierdo o la pierna izquierda son el electrodo positivo respecto del brazo izquierdo y el brazo derecho. Esta derivación ve la actividad eléctrica del corazón desde la base del corazón.

2.3.2.1.3 Derivaciones Precordiales. [1]

Las seis derivaciones precordiales son derivaciones unipolares y registran la actividad eléctrica del corazón en el plano horizontal. Con el objeto de obtener la colocación correcta de las derivaciones precordiales se usan las siguientes posiciones para colocar un electrodo sobre el tórax:

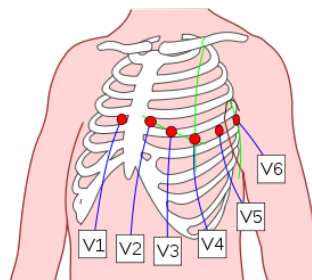


Figura 10 Derivaciones Precordiales. Véase [9]

- V1 4to espacio intercostal (entre las costillas) inmediatamente a la derecha del esternón.
- V2 4to espacio intercostal, inmediatamente a la izquierda del esternón.
- V3 Directamente entre V2 y V4.
- V4 5to espacio intercostal, en la línea
- V5 5to espacio intercostal, en la línea axilar anterior izquierda.
- V6 5to espacio intercostal, en la línea medio axilar izquierda.

2.3.2.2 Ondas, Complejos, Intervalos y Segmentos

El propósito de esta parte es relacionar los eventos eléctricos que tienen lugar en el corazón con las señales y configuraciones características que se ven en un trazado electrocardiográfico.[8]

Ondas Y Complejos: Una onda de despolarización empieza en el nodo SA, se propaga a ambas aurículas a través de las vías internodales y ambas aurículas se despolarizan. La despolarización auricular está representada por la onda P. Las ondas P son habitualmente ascendentes y ligeramente redondeadas.

La despolarización ventricular está representada por las ondas QRS. Las ondas QRS son normalmente descendente la onda Q, ascendente la onda R y descendente la onda S.

La repolarización ventricular está representada por la onda T. La onda T es normalmente ascendente y ligeramente redondeada.

A veces se ve una onda U después de la onda T. Se cree que se relaciona con los sucesos de repolarización tardíos de los ventrículos. La onda U debe tener la misma dirección que la onda T.

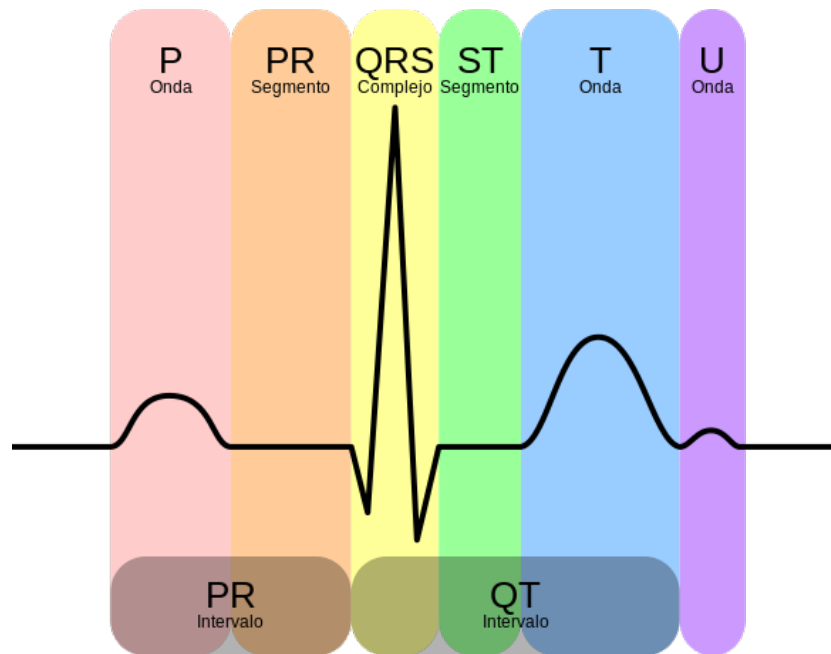


Figura 11 Dibujo de un ECG con etiquetas de ondas e intervalos. P=onda P, PR=segmento PR, QRS=complejo QRS, QT= intervalo QT, ST=segmento ST, T=onda T.[9]

Intervalo PR: El tiempo transcurrido desde el principio de la onda P hasta el principio del complejo QRS se llama intervalo PR. Este intervalo de tiempo representa la despolarización de las aurículas y la propagación de la onda de despolarización hasta el nodo AV, con despolarización de este nodo.

Intervalo QT: El tiempo desde el principio del complejo QRS hasta el fin de la onda T. Este intervalo representa la despolarización y re-polarización ventriculares.

Segmento PR: El segmento PR representa el periodo de tiempo entre la onda P y el complejo QRS.

Segmento ST: La distancia entre el complejo QRS y la onda T desde el punto donde termina el complejo QRS hasta el comienzo de la rama ascendente de la onda T se llama segmento ST.

2.3.2.3 Papel milimetrado de EKG

Para poder entender las mediciones importantes del complejo de cada onda usted debe familiarizarse con el papel milimetrado de EKG. Sobre el eje vertical se mide el voltaje o altura en milímetros (mm). Cada cuadrado pequeño tiene 1mm de alto y cada cuadrado grande tiene 5mm de alto. La línea isoeleétrica siempre es el punto de referencia. [8]

Sobre el eje horizontal se mide el tiempo en segundos. Cada cuadrado pequeño representa un lapso de 0.04s con una velocidad del papel normal de 25mm/s, y cada cuadrado grande representa 0.20s. Cinco cuadrados grandes=1s (5x0.20).

2.3.2.4 Mediciones De Voltaje

Las ondas R se miden desde la parte superior de la línea isoeleétrica hasta el punto más alto de la onda R. Las ondas Q y S se miden desde la parte inferior de la línea isoeleétrica hasta el punto más bajo de la onda Q o S. La elevación del ST se mide desde la parte superior de la línea isoeleétrica hasta el segmento ST, y la depresión de ST se mide desde la parte inferior de la línea isoeleétrica hasta el segmento ST.[8]

2.3.2.5 Mediciones De Tiempo

Durante el análisis del EKG se medirán y examinarán los intervalos PR y QRS.

Intervalo PR. El intervalo PR se mide desde el principio de la onda P, en el punto en que la onda P comienza a elevarse desde la línea isoeleétrica, hasta el principio de la primera onda del complejo QRS. Cuente intervalos de 0.04s a lo largo del eje horizontal hasta que obtenga la distancia correcta entre los dos puntos; este es el intervalo PR en segundos. Los valores normales del intervalo PR son de 0.12s a 0.20s.

Intervalo QRS. El intervalo QRS se mide desde el principio de la primera onda del QRS, en el punto en que se eleva a partir de la línea isoeleétrica, hasta el final de la última onda del QRS, donde se encuentra con la línea isoeleétrica. Cuente a lo largo del eje horizontal intervalos de 0.04s hasta que obtenga la distancia entre los dos puntos; este es el intervalo QRS en segundos. Los valores normales para el intervalo QRS son de 0.04s a 0.11s.

2.3.3 Arritmias Cardiacas

Una arritmia cardiaca, es una irregularidad en la frecuencia o ritmo cardiaco, generalmente presentándose como aumento (taquicardia) o disminución (bradicardia) de este, aunque muy a menudo se presenta también como un patrón irregular de latidos.

Las arritmias se pueden clasificar en 5 grupos.

- 1 Arritmias sinusales
 - Bradicardia sinusal
 - Taquicardia sinusal
 - Arritmia sinusal
 - Síndrome del nodo enfermo
 - Paro sinusal.
 - Bloqueo sino-auricular.
- 2 Arritmias supraventriculares
 - Fibrilación auricular
 - Aleteo auricular
 - Taquicardia auricular paroxística
- 3 Ritmos de unión auriculoventricular (AV)
 - Taquicardia de la unión
 - Ritmo acelerado de la unión
 - Bloqueo auriculoventricular
- 4 Contracciones prematuras o latidos cardíacos ectópicos
 - Contracción auricular prematura
 - Contracción prematura de la unión
 - Contracción ventricular prematura
- 5 Arritmias ventriculares sostenidas
 - Taquicardia ventricular
 - Fibrilación ventricular

En este trabajo se concentraron los esfuerzos en detectar y clasificar 3 tipos de arritmias sinusales, bradicardia sinusal, taquicardia sinusal y arritmia sinusal.

2.3.4 Infarto Agudo De Miocardio

El término infarto agudo de miocardio (frecuentemente abreviado como IAM o IMA y conocido en el lenguaje coloquial como ataque al corazón, ataque cardíaco o infarto) hace referencia a un riego sanguíneo insuficiente, con daño de los tejidos, en una parte del corazón (agudo significa súbito, mio músculo y cardio corazón), producido por una obstrucción en una de las arterias coronarias (las que llevan sangre oxigenada al miocardio). La isquemia o suministro deficiente de oxígeno que resulta de tal obstrucción produce la angina de pecho (dolor, generalmente de carácter opresivo, localizado en el pecho), que si se re-canaliza precozmente no produce muerte del tejido cardíaco, mientras que si se mantiene esta anoxia (falta de oxígeno en un tejido) se produce la lesión del miocardio y finalmente la necrosis, es decir, el infarto.[10]

2.4 Procesamiento De Señales

El procesamiento de señales es el proceso que va desde la amplificación hasta la interpretación de las señales Y en donde las señales pueden proceder de diversas fuentes. Hay varios tipos de procesamiento de señales, dependiendo de la naturaleza de las mismas.

- Procesamiento de señales digitales.
- Procesamiento analógico de señales.
- Procesamiento de señales de audio.
- Procesamiento de señales de voz.
- Procesamiento de señales de vídeo. [11]

2.4.1 Etapas Del Procesamiento De Señales

Cualquier señal fisiológica es adquirida mediante un sensor, normalmente dicha señal debe ser acondicionada. Se realizan una amplificación y un filtrado analógico para evitar el efecto de aliasing[12], posteriormente la señal es digitalizada para ser procesada en un equipo de computo. La Figura 12 ilustra las principales etapas de la adquisición y procesamiento de señales.



Figura 12 Esquema general para la adquisición y procesamiento de señales

2.4.2 Señales Bioeléctricas.

Muchas de las señales que habitualmente se manejan son de carácter bioeléctrico. Son el resultado de la conductividad eléctrica que se produce en el cuerpo debido al movimiento de iones[12]. La adquisición de estas señales implica transformar esas corrientes de iones en corrientes eléctricas susceptibles de ser manejadas por la instrumentación electrónica. Algunos ejemplos de señales bioeléctricas son el electrocardiograma (ECG), electromiograma (EMG), electroencefalograma (EEG) y electrooculograma (EOG). No todas las señales fisiológicas son de tipo bioeléctrico, aunque quizás sean las más importantes.[12] Una clasificación del tipo de señales fisiológicas es la siguiente:

- Señales bioeléctricas.
- Señales de bioimpedancia.
- Señales bioacústicas.
- Señales biomagnéticas.
- Señales biomecánicas.
- Señales bioquímicas.
- Señales bioópticas.

En el caso de la señal de ECG, el sensor es un contacto eléctrico, pues la señal a medir es bioeléctrica. La señal obtenida es de muy baja amplitud (del orden de los milivoltios) y debe ser amplificada a valores susceptibles de ser manejados por un conversor analógico/digital (voltios). La fase de amplificación analógica es crítica. El amplificador es un amplificador de instrumentación que introduce muy pocas distorsiones a la señal original.

2.4.3 Teorema De Muestreo[13]

El teorema de muestreo establece que la reconstrucción exacta de una señal periódica continua en banda base a partir de sus muestras, es matemáticamente posible si la señal está limitada en banda y la tasa de muestreo es superior al doble de su componente máxima de frecuencia.

El teorema trata del muestreo, que no debe ser confundido o asociado con la cuantificación, proceso que sigue al de muestreo en la digitalización de una señal y que, al contrario del muestreo, no es reversible (se produce una pérdida de información en el proceso de cuantificación, incluso en el caso ideal teórico, que se traduce en una distorsión conocida como error o ruido de cuantificación y que establece un límite teórico superior a la relación señal-ruido). Dicho de otro modo, desde el punto de vista del teorema de muestreo, las muestras discretas de una señal son valores exactos que aún no han sufrido redondeo o truncamiento alguno sobre una precisión determinada, esto es, aún no han sido cuantificadas.

2.4.4 Procesamiento De Señales Mediante La Transformada Wavelet

La transformada wavelet está definida como la convolución de una señal $f(t)$ con una función wavelet $\varphi(t)$ desplazada en el tiempo por un parámetro de translación b y dilatada por un parámetro de escala a y está dada por:[14]

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad : \quad a, b \in R, a \neq 0 \quad (2.1)$$

Donde $\varphi^*(t)$ es el complejo conjugado de la función wavelet $\varphi(t)$ que satisface las siguientes condiciones:

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \varphi(t) = 0 \quad (2.2)$$

En la ecuación 2.2, la función decae respecto al tiempo para así garantizar localización.

$$\int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) dt = 0 \quad (2.3)$$

En la ecuación 2.3, la función corresponde a un filtro pasa banda por lo que oscila como una onda.

$$C_y = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\varphi(w)|^2}{w} < \infty \quad (2.4)$$

En la ecuación 2.4 se encuentra el factor de escala. Implica particular que $\varphi(0) = 0$ (Es decir, oscila). De donde se tiene que:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) dt = \varphi(0) = 0 \quad (2.5)$$

Además $\varphi(t)$ se comprime o se expande dependiendo del parámetro de escala a , por lo que la CWT (continuous wavelet transform) puede extraer los componentes de alta y baja frecuencia de la señal $f(t)$. Algunas de las funciones wavelets más usadas son:

- Biorthogonal wavelets ('bior').
- Daubechies wavelets ('db').
- Haar wavelet ('haar').
- Coiflets ('coif').
- Mexican hat wavelet ('mexh')
- Frequency B-Spline wavelets

A pesar de la existencia de problemas en la resolución en el tiempo y en la frecuencia, es posible analizar cualquier señal usando un enfoque distinto mediante la denominada Transformada Wavelet (WT). Esta transformada analiza la señal a diferentes frecuencias con diferentes resoluciones. La WT es capaz de proporcionar información del tiempo y la frecuencia simultáneamente. Ofrece buena resolución temporal y baja resolución frecuencial en eventos de altas frecuencias; y por el contrario, ofrece buena resolución frecuencial y baja resolución temporal en eventos de bajas frecuencias. Este modo de funcionamiento tiene sentido cuando la señal a analizar tiene componentes de alta frecuencia de corta duración, y componentes de baja frecuencia de larga duración, como es el caso de la mayoría de las señales biológicas, entre ellas el electrocardiograma.[15] Debido a que la WT incluye información relacionada con el tiempo y la frecuencia, la representación gráfica de esta transformada se realiza en un plano denominado plano tiempo-escala.

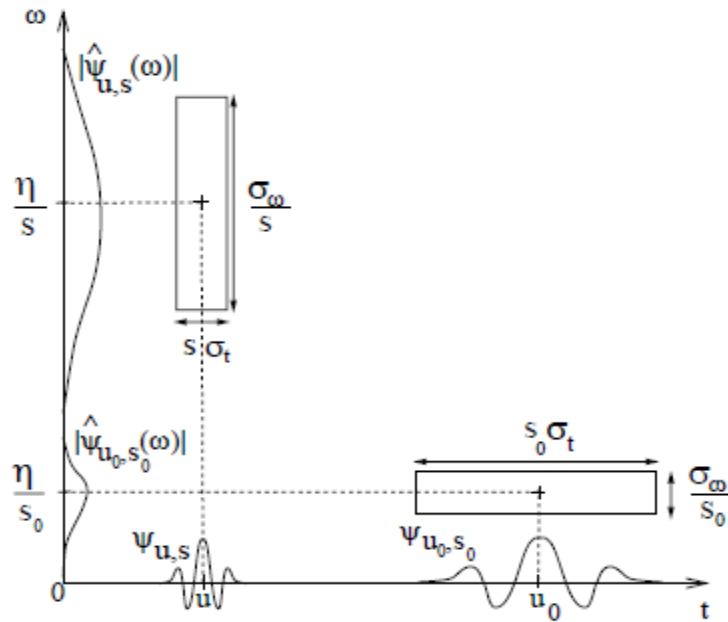


Figura 13 Tiempo-frecuencia de dos funciones Wavelet. [15]

De la Figura 13 se tiene que, cuando la escala s disminuye, el tiempo de apoyo se reduce, pero la propagación frecuencia aumenta y abarca un intervalo que se desplaza hacia las frecuencias altas. Cada celda en esta Figura representa un valor de la WT en dicho plano. Es de destacar el hecho que estas celdas tienen un área no nula, lo cual indica que no es posible conocer el valor de un punto particular ya que están determinadas por el principio de incertidumbre de Heisenberg.

2.4.5 Transformada Wavelet Continua

Con lo definido anteriormente puede indicarse que la Transformada Wavelet Continua (CWT) es una descomposición de la señal en una combinación funciones básicas, obtenidas luego de un proceso de dilatación y translación de una Wavelet madre. Los coeficientes $Wf(a, b)$ pueden interpretarse como la correlación que existe entre una Wavelet madre y la señal a analizar en distintas escalas. La elección de la Wavelet madre tiene como única restricción que satisfaga la condición de media nula (1.4). En donde $\Psi(\omega)$ es la transformada de Fourier de $\Psi(t)$.

Desde un punto de vista intuitivo, la CWT, consiste en calcular un índice de semejanza entre la señal que está siendo analizada y la Wavelet madre, el proceso de cálculo de la CWT puede ser descrito en cuatro pasos:

a) Escoger una Wavelet madre.

b) Dados dos valores τ y s , calcular un coeficiente $C(\tau, s)$ mediante las ecuaciones 2.1 y 2.4, que representan la correlación entre la Wavelet madre y la sección de la señal bajo análisis. Cuanto mayor sea la magnitud de este coeficiente, mayor es la similitud de la Wavelet madre con la señal original.

c) Desplazar la Wavelet en el sentido positivo del eje temporal, calculando los coeficientes hasta que haya cubierto la totalidad de la señal.

d) Escalar la Wavelet en el tiempo y repetir el proceso anteriormente descrito.

Por medio de esta transformada se tiene una idea más clara acerca del lugar donde se encuentran las componentes frecuenciales que se quieren localizar; específicamente en el caso de estudio se logra obtener información aproximada de la ubicación de cada onda en la señal ECG.

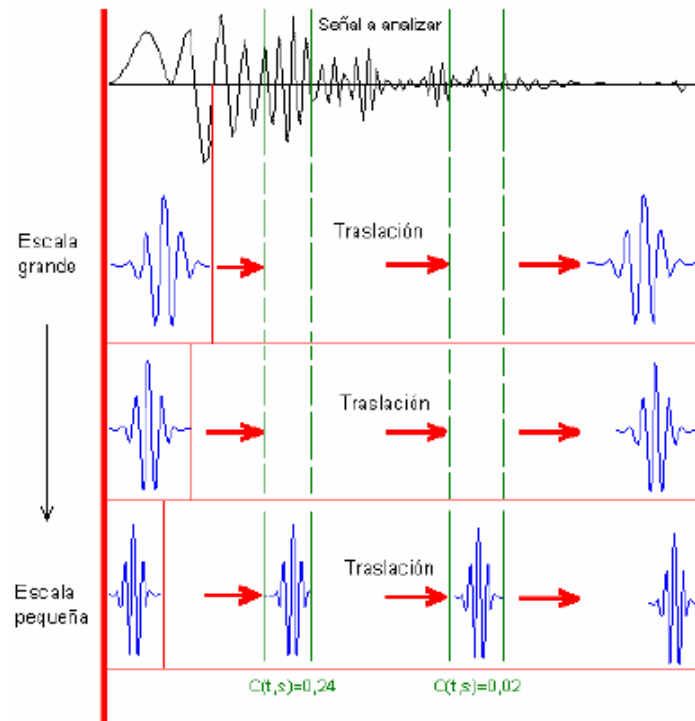


Figura 14 Traducción y cambio de escala en la CWT.

2.5 Análisis Discriminante Lineal (LDA)

El Análisis Discriminante es una técnica estadística multivariante cuya finalidad es analizar si existen diferencias significativas entre grupos de objetos respecto a un conjunto de variables medidas sobre los mismos para, en el caso de que existan, explicar en qué sentido se dan y facilitar procedimientos de clasificación sistemática de nuevas observaciones de origen desconocido en uno de los grupos analizados.

El Análisis Discriminante se puede considerar como un análisis de regresión donde la variable dependiente es categórica y tiene como categorías la etiqueta de cada uno de los grupos, mientras que las variables independientes son continuas y determinan a qué grupos pertenecen los objetos.

- Se pretende encontrar relaciones lineales entre las variables continuas que mejor discriminen en los grupos dados a los objetos.
- Construir una regla de decisión que asigne un objeto nuevo con un cierto grado de riesgo, cuya clasificación previa se desconoce, a uno de los grupos prefijados.

Para efectuar el análisis es necesario considerar una serie de supuestos:

- (a) Se tiene una variable categórica y el resto de variables son de intervalo o de razón y son independientes respecto de ella.
- (b) Se necesitan al menos dos grupos, y para cada grupo se necesitan dos o más casos.
- (c) El número de variables discriminantes debe ser menor que el número de objetos menos 2, es decir, $p < (n-2)$ donde p es el número de variables y n el número de objetos.
- (d) Ninguna variable discriminante puede ser combinación lineal de otras variables discriminantes.
- (e) El número máximo de funciones discriminantes es el mínimo [número de variables, número de grupos menos 1] – con q grupos, $(q-1)$ funciones discriminantes.
- (f) Las matrices de covarianzas dentro de cada grupo deben de ser aproximadamente iguales.
- (g) Las variables continuas deben seguir una distribución normal multivariante.

2.5.1 Modelo Matemático

Partiendo de q grupos donde se asignan a una serie de objetos y de p variables medidas sobre ellos (x_1, x_2, \dots, x_p) , se trata de obtener para cada objeto una serie de puntuaciones que indican el grupo al que pertenecen (y_1, y_2, \dots, y_p) , de modo que sean funciones lineales de (x_1, x_2, \dots, x_p) :

$$y_1 = w_{11}x_{11} + w_{12}x_{12} + \dots + w_{1p}x_p + w_{10} \quad (2.6)$$

$$y_m = w_{m1}x_{11} + w_{m2}x_{m2} + \dots + w_{mp}x_p + w_{10} \quad (2.7)$$

$M = \min[q-1, p]$ tales que discriminen o separen lo máximo posible a los q grupos. Estas combinaciones lineales de las p variables deben maximizar la varianza entre los grupos y minimizar la varianza dentro de los grupos.

Descomposición De La Varianza: La variabilidad total de la muestra se puede descomponer en variabilidad dentro de los grupos y entre los grupos. Para ello, se parte:

$$Cov(x_j, x_{j'}) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (x_{ij} - \bar{x}_j)(x_{ij'} - \bar{x}_{j'}) \quad (2.8)$$

Se puede considerar la media de la variable x_j en cada uno de los grupos (I_1, I_2, \dots, I_q) , es decir,

$$\bar{x}_{kj} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (x_{ij}) \quad (2.9)$$

De esta forma, la media total de la variable x_j se puede expresar como función de las medias dentro de cada grupo:

$$\bar{x}_j = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (x_{ij}) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^q \sum_{i \in I_k} (x_{ij}) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^q n_k (\bar{x}_{kj}) = \sum_{k=1}^q \frac{n_k}{n} (\bar{x}_{kj}) \quad (2.10)$$

Así,

$$\text{Cov}(x_j, x_{j'}) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^q \sum_{i \in I_k} (x_{ij} - \bar{x}_j)(x_{ij'} - \bar{x}_{j'}) \quad (2.11)$$

Poniendo en cada uno de los términos:

$$(x_{ij} - \bar{x}_j) = (x_{ij} - \bar{x}_{kj}) + (\bar{x}_{kj} - \bar{x}_j) \quad (2.12)$$

$$(x_{ij'} - \bar{x}_{j'}) = (x_{ij'} - \bar{x}_{kj'}) + (\bar{x}_{kj'} - \bar{x}_{j'}) \quad (2.13)$$

2.5.2 Extracción Funciones Discriminantes

La idea básica del Análisis Discriminante consiste en extraer a partir de variables (x_1, x_2, \dots, x_p) observadas en k grupos, m funciones (y_1, y_2, \dots, y_p) de forma que:

$y_i = w_{i1}x_{i1} + w_{i2}x_{i2} + \dots + w_{ip}x_{ip} + w_{i0}$, tales que $\text{corre}(y_i, y_j) = 0 \forall i \neq j$. Si las variables (x_1, x_2, \dots, x_p) están tipificadas, las funciones $y_i = w_{i1}x_{i1} + w_{i2}x_{i2} + \dots + w_{ip}x_{ip} + w_{i0}$, para $(i=1, \dots, m)$ se denominan discriminantes canónicas.

Las funciones (y_1, y_2, \dots, y_p) se extraen de modo que:

- y_1 sea la combinación lineal de (x_1, x_2, \dots, x_p) que proporciona la mayor discriminación posible entre los grupos.

- y_2 y sea la combinación lineal de (x_1, x_2, \dots, x_p) que proporciona la mayor discriminación posible entre los grupos, después de y_1 y, tal que $\text{corre}(y_1, y_2) = 0$
- En general, y_i es la combinación lineal de (x_1, x_2, \dots, x_p) que proporciona la mayor discriminación posible entre los grupos, después de y_{i-1} , tal que $\text{corre}(y_i, y_j) = 0$ para $j=1, \dots, (i-1)$.

2.5.3 Criterio De Clasificación:

Hipótesis: Las distribuciones sólo se diferencian por su localización (igual forma y varianza)

Se trata de minimizar los errores de clasificación

- Si $x_i < C$ se clasifica en el grupo I
- Si $x_i > C$ se clasifica en el grupo II

El punto C se denomina punto de corte discriminante:

$$c = \frac{\bar{X}_I + \bar{X}_{II}}{2} \quad (2.14)$$

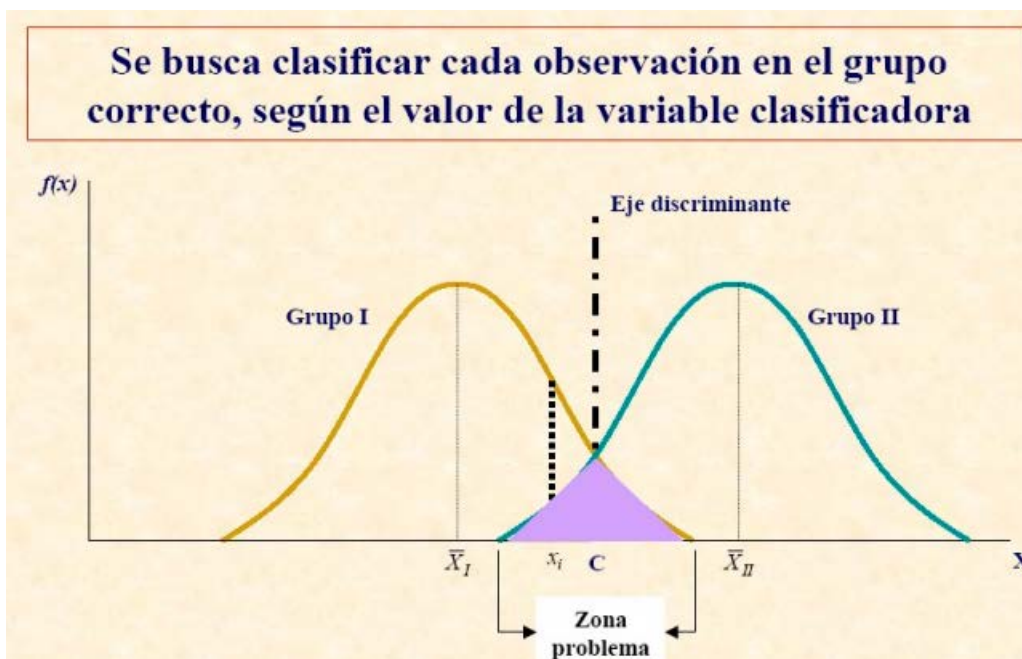


Figura 15 Dos grupos y una variable clasificadora

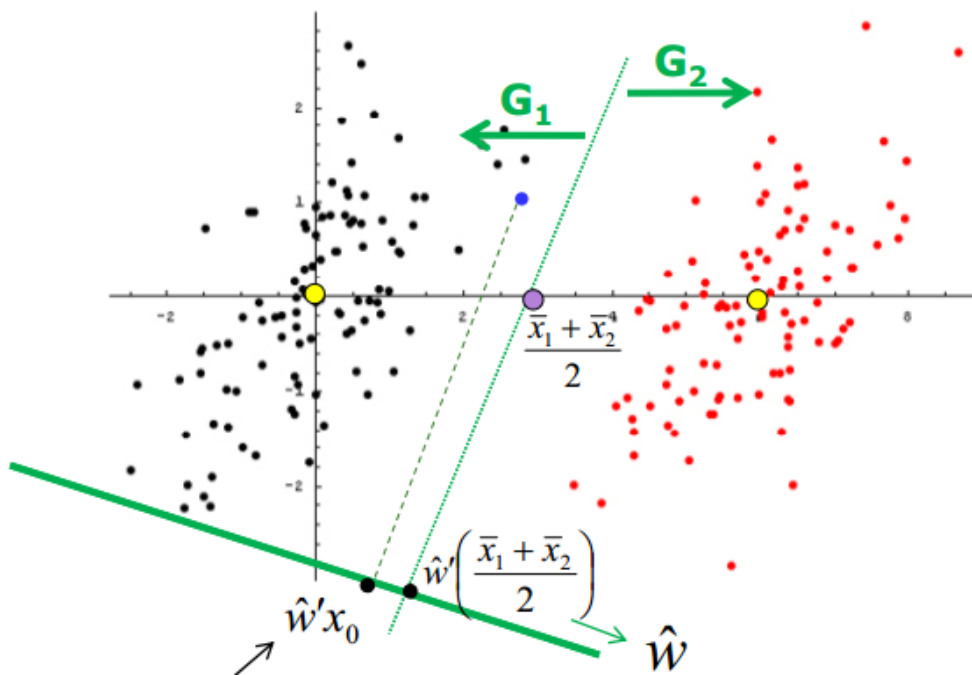


Figura 16 Puntuación Discriminante

2.6 Software Para Desarrollo De Instrumentación Virtual Labview.

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) es un entorno de desarrollo altamente productivo que los ingenieros y científicos utilizan para la programación gráfica y la integración de hardware sin precedentes, para diseñar y desplegar rápidamente sistemas de medidas y control. En esta plataforma flexible, los ingenieros escalan del diseño a las pruebas y de sistemas pequeños a grandes, al reutilizar IP y perfeccionar sus procesos para alcanzar el rendimiento máximo. [16]

Los programas desarrollados con LabVIEW se llaman Instrumentos Virtuales, o VIs, y su origen provenía del control de instrumentos, aunque hoy en día se ha expandido ampliamente no sólo al control de todo tipo de electrónica (Instrumentación electrónica) sino también a su programación embebida, comunicaciones, matemáticas, etc. Un lema tradicional de LabVIEW es: "La potencia está en el Software", que con la aparición de los sistemas multi-núcleo se ha hecho aún más potente. Entre sus objetivos están el reducir el tiempo de desarrollo de aplicaciones de todo tipo (no sólo en ámbitos de Pruebas, Control y Diseño) y el permitir la entrada a la informática a profesionales de cualquier otro campo. LabVIEW consigue combinarse con todo tipo de software y hardware, tanto del propio fabricante -tarjetas de adquisición de datos, PAC, Visión, e instrumentos Hardware de otros fabricantes.[17]

2.6.1 Ambiente De Desarrollo De Labview.[18]

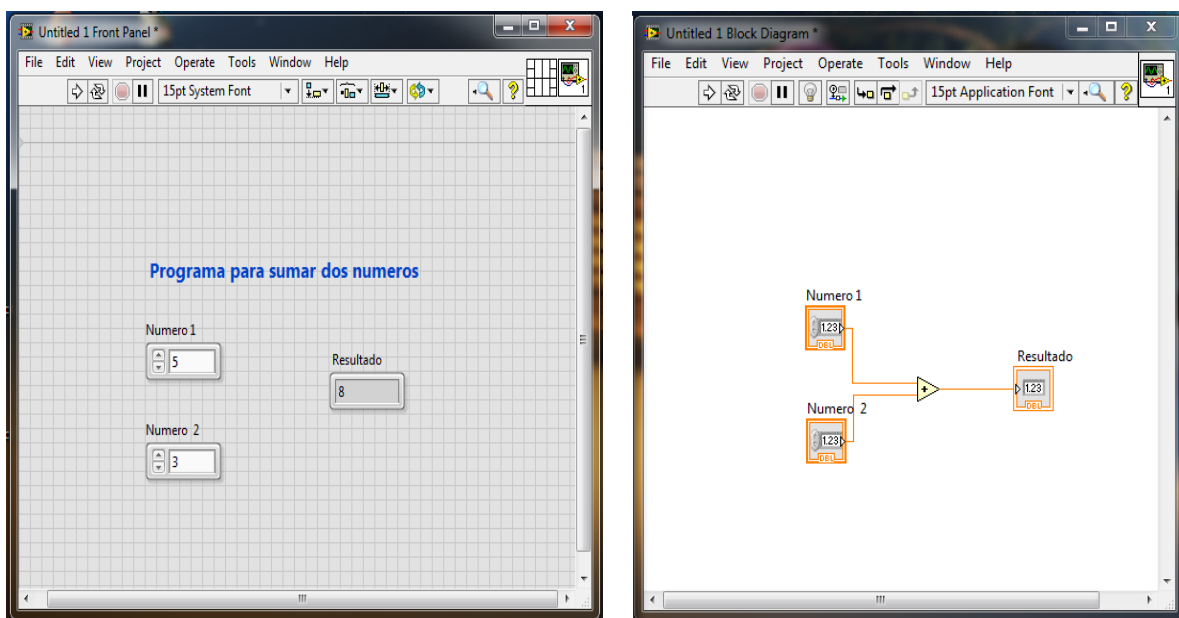
LabVIEW es una herramienta de programación gráfica. Los programas creados en LabVIEW se guardarán en ficheros llamados VI y con la misma extensión, que significa instrumento virtual (Virtual Instruments). También relacionado con este concepto se da nombre a sus dos ventanas principales: un instrumento real tendrá un Panel Frontal donde estarán sus botones, pantallas, etc. y una circuitería interna. En LabVIEW estas partes reciben el nombre de Panel Frontal y

Diagrama de Bloques respectivamente. Panel Frontal, es la parte que verá el usuario, suele tener fondo gris. Diagrama de Bloques, es donde se realizará la programación y suele tener fondo blanco

2.6.1.1 Panel Frontal y Diagrama de Bloques.

El Panel Frontal y el Diagrama de Bloques están conectados a través de los terminales (elementos que sirven como entradas o salidas de datos). De la misma forma que un indicador luminoso de la carátula de un instrumento está representado como un diodo en la circuitería interna, en un programa en LabVIEW ese mismo indicador luminoso estará representado en el Diagrama de Bloques como una salida de tipo booleano sobre el que escribirá un valor.

A continuación se presentan las pantallas típicas



A

B

Figura 17 A Panel Frontal y B diagrama de bloques

El panel frontal (Figura 17A) se construye con controles e indicadores, los cuales son las entradas y salidas interactivas del VI, respectivamente. Los controles pueden ser botones de mando,

pulsadores, interruptores, diales u otros dispositivos de entrada. Los indicadores son gráficos, leds u otros dispositivos visualizadores. Los controles simulan los dispositivos de entrada y suministran datos al diagrama de bloques del VI. Los indicadores simulan los dispositivos de salida del instrumento y visualizan los datos que el diagrama de bloques adquiere o genera.[19]

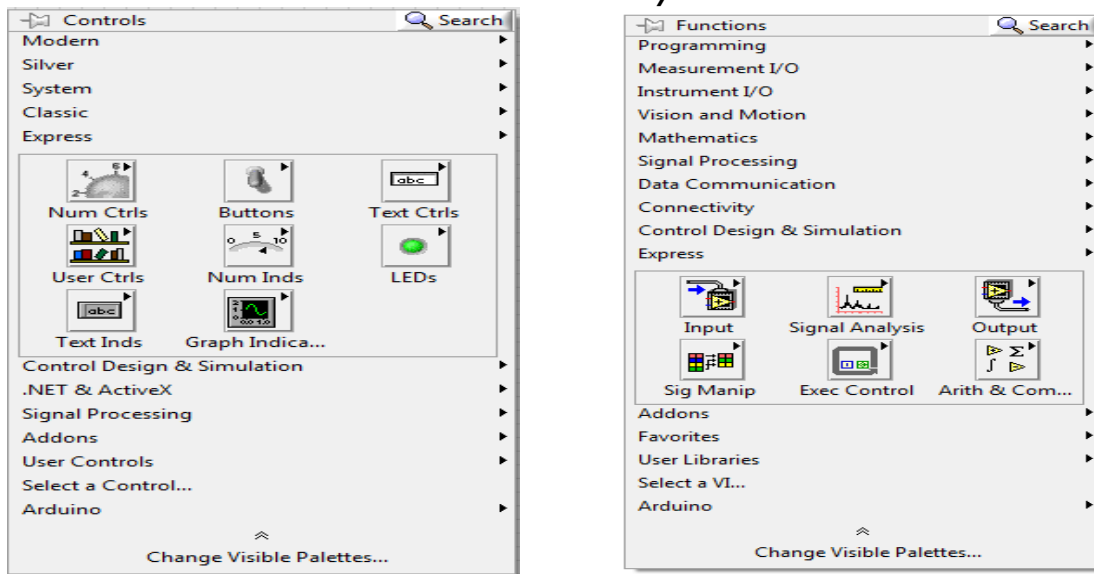
El diagrama de bloques (Figura 17B) contiene el código fuente gráfico. Los objetos del panel frontal aparecen como terminales en el diagrama de bloque. Adicionalmente, el diagrama de bloque contiene funciones y estructuras incorporadas en las bibliotecas de LabVIEW VI. Los cables conectan cada uno de los nodos en el diagrama de bloques, incluyendo controles e indicadores de terminal, funciones y estructuras.



Figura 18 Tools Palette

También existe una pequeña, pero muy necesaria paleta llamada Tools Palette. La paleta de herramientas permite crear, modificar y depurar Vis utilizando sus diferentes opciones. Si la paleta de herramientas no aparece puede activarla seleccionando en cualquiera de los dos paneles.

2.6.2 Paletas De Funciones Y Controles/Indicadores.



A

B

Figura 19 Paleta de controles (a) y paleta de funciones (b)

La paleta de Controles contiene los controles e indicadores que utiliza para crear el panel frontal. Puede tener acceso a la paleta de Controles de la ventana del panel frontal al seleccionar View»Controls Palette o al dar clic con botón derecho en cualquier espacio en blanco en la ventana del panel frontal. La paleta de Controles está dividida en varias categorías; puede exponer algunas o todas estas categorías para cumplir con sus necesidades. La Figura 19A muestra la paleta de Controles con todas las categorías expuestas y la categoría Moderna expandida. [20]

La paleta de Funciones contiene los VIs, funciones y constantes que usted utiliza para crear el diagrama de bloques. Usted tiene acceso a la paleta de Funciones del diagrama de bloques al seleccionar View»Functions Palette. La paleta de Funciones está dividida en varias categorías; usted puede mostrar y esconder categorías para cumplir con sus necesidades. La Figura 19B muestra la paleta de Funciones con todas las categorías expuestas y la categoría de Programación expandida.[20]

2.7 Android

Android es un sistema operativo principalmente para dispositivos móviles creado en base a Linux, Android ofrece además del sistema operativo como tal, muchas herramientas de desarrollo, referencias, foros y guías para aprender a desarrollar aplicaciones funcionales para este sistema operativo.

En este apartado se presentaran conceptos básicos sobre Android, la estructura de un proyecto y definiciones de los componentes principales de una aplicación para este sistema operativo.

Para tener una guía de cómo configurar un entorno de trabajo para empezar a desarrollar para Android revisar el capítulo 1 de la referencia [21]

2.7.1 Estructura De Un Proyecto Android

Cuando se crea un proyecto de una aplicación Android, eclipse y el ADT crean automáticamente la estructura de directorios necesaria para la ejecución de una aplicación cualquiera; en la Figura 20 se muestra la estructura del proyecto de la aplicación que se desarrolló en este trabajo.

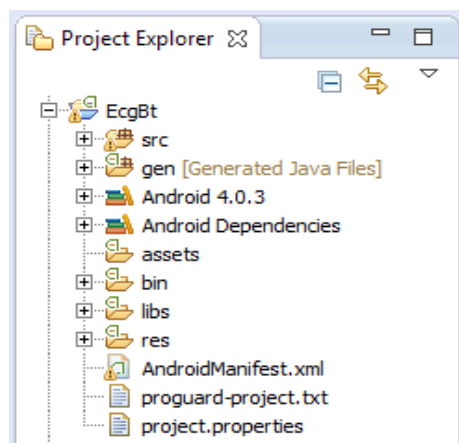


Figura 20. Project explorer de eclipse donde se muestra la estructura del proyecto Ecgbt

Se explicara en qué consiste cada uno de los directorios mostrado en la Figura 20.

Ecgbt/src: en este directorio se encontrara el código fuente de la aplicación ósea todas las Activities y las clases necesarias en el proyecto

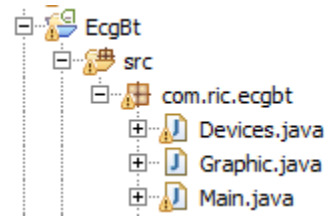


Figura 21 Archivos contenidos en el directorio src

Ecgbt/gen: contiene unos ficheros que son creados automáticamente por eclipse y que van dirigidos al control de recursos del proyecto.

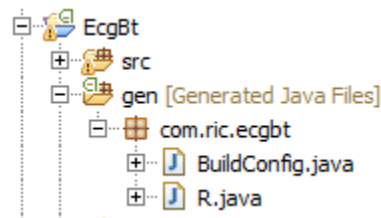


Figura 22 Archivos contenidos en el directorio gen

Ecgbt/res: este directorio contiene los recursos de la aplicación, como imágenes, sonidos, Strings, colores, menús, etc.

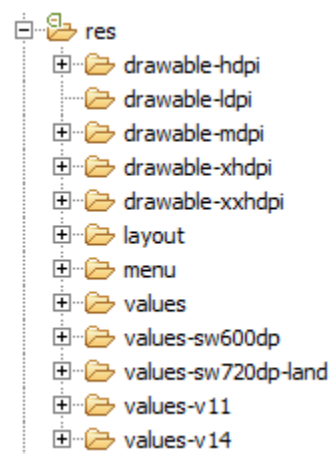


Figura 23 Subdirectorios contenidos en el folder res

Archivo AndroidManifest: Contiene la definición en XML de los componentes principales de la aplicación como sus Activities, temas, etc. y los permisos necesarios para su ejecución.

2.7.2 Componentes Principales De Una Aplicación Android

En este apartado se describirán los principales elementos software que compondrán la aplicación.

2.7.2.1 Activity

Estas se pueden asociar al concepto de una pantalla, este tipo de archivos contendrán todas las funcionalidades que se darán a la aplicación cuando se está ejecutando.[22]

2.7.2.2 View

Elementos visuales de los que se compone la interfaz gráfica de la aplicación, como por ejemplo botones, barras de progreso, cajas de texto, etc.[23]

2.7.2.1.1 Listener

Es una interfaz de la clase View que contiene un método que será llamado por Android cuando se produzca la acción correspondiente, como un Click, un Touch sobre el View, etc.[21]

2.7.2.1.2 Canvas

La clase Canvas representa una superficie donde podemos dibujar. Dispone de una serie de métodos que nos permiten representar líneas, círculos, texto, etc. Para dibujar en un Canvas necesitaremos un pincel (Paint) donde definiremos el color, grosor de trazo, transparencia 1, etc.[21, 24, 25]

2.7.2.1.3 Paint

La clase Paint mantiene la información de estilos y colores acerca de cómo dibujar Figuras geométricas, texto y bitmaps, sobre un Canvas.[21, 26]

2.7.2.3 Content Provider

Un Content provider es el mecanismo que se utiliza para compartir datos entre aplicaciones.[21, 27]

2.7.2.4 Broadcast Receiver

Un broadcast receiver detecta y actúa ante determinados eventos globales generados por el sistema, por otras aplicaciones, o por el usuario, como en nuestro caso se usan estos elementos para detectar cuando se encendió o apagó en bluetooth, cuando se inició una búsqueda de nuevos dispositivos o cuando finalizó la búsqueda.[21, 28]

2.7.2.5 Intent

Son los elementos encargados de realizar la comunicación entre elementos de la misma aplicación, pudiendo llevar mensajes del elemento que lo lanza.[21, 29]

Capitulo 3. Construcción Del Prototipo De Electrocardiógrafo

3.1 Introducción

En este capítulo se explicara el proceso por etapas que se llevo a cabo en el diseño y construcción del prototipo de Electrocardiografo; el capitulo estará dividido en varias partes y cada parte describirá el desarrollo de una de las etapas a las que se somete la señal, para su posterior análisis. El esquema que se uso para el desarrollo del prototipo de electrocardiógrafo está compuesto por las siguientes etapas:

- Adquisición de señal
- Pre-Amplificación
- Filtrado
- Amplificación
- Filtrado
- Digitalización
- Transmisión de datos



Figura 24 Etapas del diseño y desarrollo del hardware del prototipo de electrocardiógrafo.

Cabe destacar que como se ve en la Figura 24 no se iniciara el desarrollo de una etapa hasta que se haya terminado el de la anterior, clásico de una metodología de desarrollo bottom-up.

3.2 Adquisición De Potenciales De Acción Cardiacos

La contracción y expansión del miocardio propaga corriente eléctrica a todo el cuerpo, creándose así diferencias de potenciales en distintos puntos del cuerpo. Estos potenciales pueden ser detectados en la superficie de la piel utilizando distintos tipos de transductores.

3.2.1 Electroodos

Los electrodos son el primer y principal elemento en la cadena de medida de señales ECG. Por tanto, el ruido que pueda generarse en dicho elemento adquiere especial importancia. Así su función es la de transductor; debe convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corriente eléctricas.

Por medio de los electrodos, se mide la diferencia de potencial en los diferentes puntos del cuerpo. Dicho potencial eléctrico es una señal con amplitud en un rango aproximadamente desde

0.5mv a 5mv y con un ancho de banda que varía de acuerdo a la necesidad, por ejemplo 0.5 Hz a 50 Hz para una aplicación de monitoreo en una unidad de cuidados intensivos, hasta 1 KHz para las mediciones de potenciales finales (detección de marcapasos) o como el que se utilizo en esta trabajo igual al de una aplicación ECG clínica estándar que tiene un ancho de banda de 0.05Hz a 100Hz.[30]

Se realizaron pruebas para adquirir la señal utilizando electrodos de la marca KendallMediaTrace 200 (Ver Figura 25), por ser estos recomendados para el monitoreo de la señal ECG. Las principales características de este tipo de electrodos son:

- Alto desempeño, precisión y exactitud.
- Confiabilidad en la adquisición.
- Utiliza como conductor un tipo de hidrogel adhesiva.
- Fáciles de colocar y remover.
- No requieren una preparación previa de la piel para su utilización.
- Son de diversos tamaños (Grande, mediano, pequeño).
- Son económicos.
- Son desechables.



Figura 25 Electrodo Kendall MediaTrace200

Para el correcto funcionamiento del prototipo, fue necesario colocar los electrodos como ilustra la Figura 26, donde el brazo derecho (VR) presenta una polaridad negativa debido a que la base del corazón se proyecta sobre él. El brazo izquierdo (VL) recibe potenciales de la pared lateral del ventrículo izquierdo, que se aproximan a dicho miembro y originan su electro positividad; así mismo, la pierna izquierda (VF) recibe los potenciales de la cara diafragmática del corazón, formada por las paredes de ambos ventrículos, a lo que debe (por las mismas razones que el brazo izquierdo), su positividad.

3.2.2 Disposición de los electrodos

A continuación se describen de manera general cada una de las derivaciones dispuestas para la toma del electrocardiograma. Las primeras derivaciones fueron D1, D2 y D3, conocidas como derivaciones estándar o de Einthoven. Estas son derivaciones bipolares en las que cada una de ellas utiliza dos electrodos que registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos del

triángulo en referencia al tercero, siendo:

D1 = Brazo izquierdo menos brazo derecho: D1= VL - VR
D2 = Pierna izquierda menos brazo derecho: D2= VF - VR
D3 = Pierna izquierda menos brazo izquierdo: D3= VF - VL

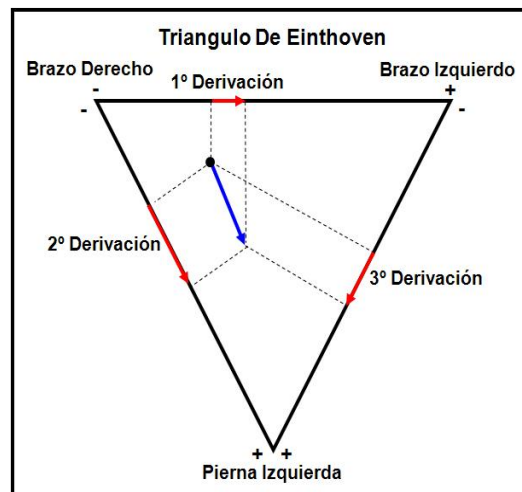


Figura 26 Triángulo de Einthoven.[31]

Con el fin de mejorar la conducción en las zonas ya mencionadas, comúnmente se utiliza un tipo de gel conductora llamada Kol Gel, esta se aplica en pequeñas cantidades sobre la piel en el área de interés o en algunos casos directamente en el electrodo para evitar que le caiga al adhesivo y no pueda ser adecuadamente adherido al paciente.

3.2.3 Cables

Debido a que por ahora se utilizara el prototipo de electrocardiógrafo como un instrumento de mesa, estará conectado al paciente mediante tres cables (que llevarán las señales eléctricas hacia los dispositivos de acondicionamiento); se escogieron cables blindados para evitar que se introdujeran ruidos eléctricos inducidos por campos electromagnéticos presentes en el ambiente y que la señal sea lo más representativa posible.

3.3 Acondicionamiento Analógico De La Señal

La etapa de acondicionamiento de la señal es necesaria, debido a que generalmente ni sensores ni actuadores están diseñados para ser conectados directamente al núcleo del sistema (como podría ser un Microcontrolador o un DSP), entonces esta fase del proyecto se encargara de hacer que la señal obtenida (potencial de acción cardiaco) esté lista para ser digitalizada, transmitida e interpretada por el sistema.

El acondicionamiento de la señal es un conjunto de operaciones que se deben aplicar a la señal de entrada para que al intentar obtener información de esta, dicha información sea certera, este

proceso se dividió en varias etapas: pre-amplificación, filtrado pasa-altas, amplificación, filtrado pasa-bajas y digitalización, en el mismo orden.

3.3.1 Pre-amplificación.

Para lograr extraer información de un potencial eléctrico y procesarlo a nivel digital, este debe estar entre unos rangos estándar de voltaje (estos rangos los define el dispositivo con que se va a digitalizar la señal), estos rangos generalmente son entre 0 y 3.3V, 0 y 5V o entre 0 y 10V, en este trabajo se utilizó un rango de 0 a 5V debido que se contaba con los implementos necesarios para hacerlo y a la facilidad de encontrar en el mercado dispositivos compatibles con estos niveles de tensión; ya que se desea trabajar con potenciales de acción cardiacos y estos se encuentran en un intervalo de voltajes (de 0.5mV hasta 5mV pico-pico) muy por debajo del que se requiere para lograr obtener buenos resultados durante el análisis, es necesario una o varias etapas de amplificación, en nuestro caso 2 etapas en cascada, para llevar esos milivoltios al orden de los voltios.

Para cumplir con los requerimientos en esta fase se debe hacer una acertada escogencia del tipo de amplificador que se va a utilizar, para esto se debe tener en cuenta varias características importantes como, alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida y alta razón de rechazo en modo común CMRR, teniendo en cuenta estas características se eligió un amplificador de instrumentación AD620 que además de cumplir con las especificaciones necesarias, brinda un alto nivel de confiabilidad debido a que está construido específicamente para este tipo de aplicaciones y requiere pocos componentes externos para su adecuado funcionamiento, reduciendo tiempo de desarrollo y costos del proyecto.

Características del AD620:

Impedancia de entrada $10\text{ G}\Omega$, CMR $> 100\text{ dB}$ hasta cerca de 1 kHz , $50\text{ }\mu\text{V}$ máximos de voltaje de offset, baja corriente de polarización de entrada (1 nA máximo), y bajo ruido de voltaje de entrada ($0.28\text{ }\mu\text{V}$ desde 0.1 Hz hasta 10 Hz)[32].

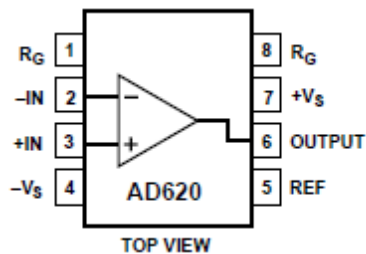


Figura 27 Diagrama de pines del amplificador de instrumentación AD620 [32]

Basándose en los rangos de voltaje de la señal anteriormente mencionados se calculó la ganancia total que debe proporcionar el sistema a la señal de entrada (la obtenida con los electrodos) como se muestra a continuación.

$$V_i G_t = V_o \quad (3.1)$$

$$G_t = \frac{V_o}{V_i} \quad (3.2)$$

Donde:

- V_i Es el voltaje del potencial de acción cardiaco que entregan los electrodos
- V_o Es el voltaje de salida que entregaran las etapas de amplificación
- G_t Es la ganancia total necesaria del sistema

Reemplazando los valores numéricos en la última ecuación tenemos que es necesario establecer una ganancia total $G_t = 1000$

Debido que la ganancia total se implemento en 2 etapas en cascada, se tiene que la expresión que relaciona la ganancia total del sistema con las ganancias de cada una de las etapas es la siguiente:

$$G_t = G_1 * G_2 \quad (3.3)$$

Para ello se debió establecer valores de G_1 y G_2 tales que satisficieran el requerimiento para G_t .

Se denominara G_1 como la ganancia de la etapa de pre-amplificación y a G_2 como la ganancia de la etapa de amplificación.

Al establecer la ganancia G_1 se debe tener en cuenta que para evitar saturación en la salida, la ganancia usable deberá estar limitada por la oscilación de la salida y la tensión de entrada máxima al amplificador de instrumentación. Con un voltaje de alimentación de 5V, la oscilación de salida de AD620 está alrededor de $\pm 3.8V$; y la máxima entrada es 5mV mas un offset variable en modo normal de hasta $\pm 300mV$, permitiendo una ganancia máxima de 12.45. Entonces teniendo en cuenta lo anterior se estableció una ganancia arbitraria de 10, usando un resistor de 5 K Ω . [30]

El esquema de la etapa de pre-amplificación que se implemento, se ilustra en la Figura 28.

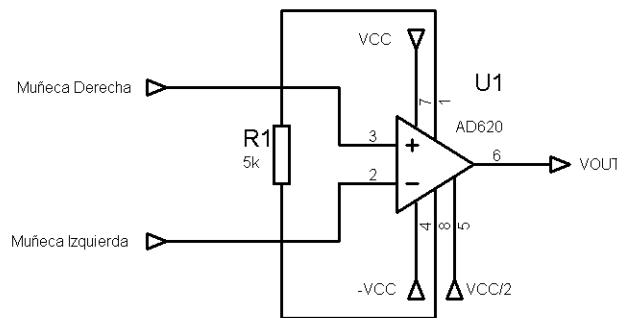


Figura 28 Esquema para implementación de la etapa de amplificación diferencial

3.3.2 Filtrado Pasa-Altas

En esta parte del proceso de acondicionamiento de la señal se deben tener en cuenta las frecuencias de las que está compuesta una señal ECG para lograr determinar el ancho de banda y las frecuencias de corte que se deben establecer a los filtros escogidos para cumplir con esta labor; de acuerdo con la literatura revisada[30], se tiene que la información relevante de las señales electrocardiográficas está contenida entre los 0.05Hz y los 100Hz, y estas son las frecuencias que se establecieron a los filtros pasa bajas y pasa-altas respectivamente.

El filtro pasa-altas se utilizó para eliminar la componente DC y establecer el nivel de la línea base de la señal en el nivel medio del voltaje máximo de digitalización (2.5V), este se implementa mediante un circuito RC (ver Figura 29) con valores de resistencia y capacitancia de 270KΩ y 4.7μF respectivamente, de esta manera se obtiene un filtro con una respuesta en frecuencia como se ilustra en la Figura 30, donde su frecuencia de corte (-3 dB en su diagrama de Bode) es de 0.125Hz.

El resistor y el capacitor usados se calculan estableciendo (en base a criterios de los diseñadores) el valor adecuado de la frecuencia de corte requerida para el filtro, posteriormente se establece el valor al capacitor (teniendo en cuenta que sean valores comercialmente existentes) y luego de la relación $F_c = 1/2\pi RC$ se despeja el valor requerido para el resistor, obteniendo de esta manera los valores anteriormente mencionados.

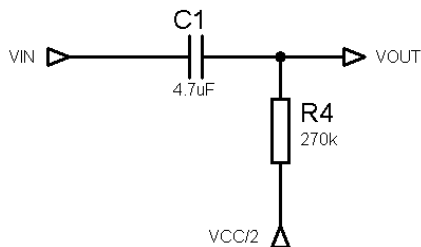


Figura 29 Esquema filtro RC, pasa-altas, de primer orden

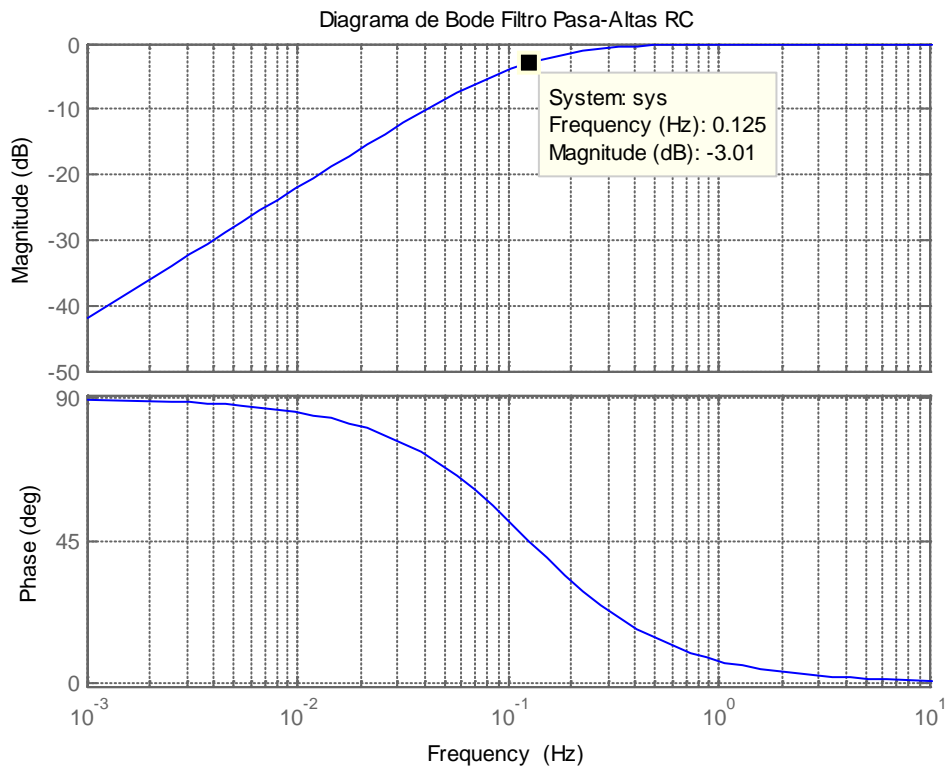


Figura 30 Respuesta en frecuencia del filtro RC pasa-altas pasivo de primer orden

3.3.2 Amplificación.

Para la implementación de esta etapa se usó un amplificador operacional OPA350 [33], para establecerle una ganancia en lazo cerrado $G_2 = 100$, mediante una configuración no inversora, los valores de las resistencias elegidas para este propósito fueron $R_1 = 100\text{K}\Omega$ y $R_2 = 1\text{K}\Omega$, el esquema que se implementó se presenta en la Figura 31.

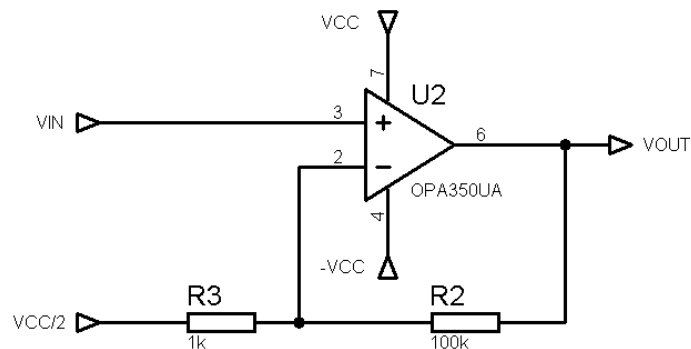


Figura 31 Esquema amplificador operacional con $G_2 = 100$

En las Figura 28 y Figura 31 se puede observar que se requiere una versión invertida voltaje de alimentación para suministrarlo por los pines de polarización negativa de los amplificadores, para lograr esto a partir de una fuente de voltaje unipolar (reguladores de la tarjeta arduino), se hizo necesario la implementación de una etapa de inversión de voltaje, esta se etapa se diseño y se implemento haciendo uso del conversor de voltaje ICL7660 [33],cuyo montaje requerido y recomendado por el fabricante para lograr este objetivo es el que se muestra en la Figura 32.

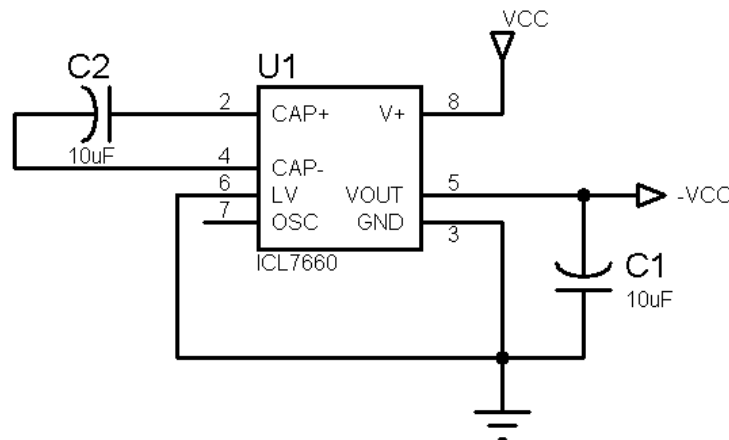


Figura 32 Montaje requerido para invertir el voltaje de suministro, con el circuito integrado ICL7660.

Otro nivel de tensión que es requerido a lo largo del diseño es $VCC/2$ que se introduce en el diseño para establecer una nueva referencia para los amplificadores para lograr mantener la línea base de la señal del electrocardiograma en un nivel de voltaje positivo y en la mitad del nivel de tensión admitido por el conversor A/D.

Este voltaje se obtiene sencillamente de un divisor de tensión entre VCC y Tierra con 2 resistores de $22K\Omega$, como se muestra en la Figura 33.

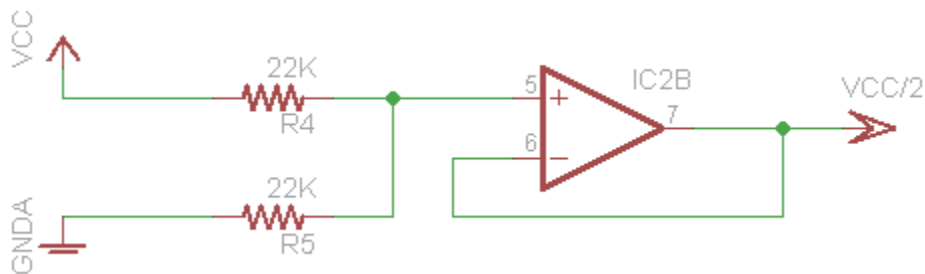


Figura 33 Obtención de $VCC/2$

3.3.3 Filtrado.

Para el filtro pasa-bajas necesario para eliminar ruido de alta frecuencia, se eligió un MAX7480, que es un circuito integrado de 8 pines que incorpora un filtro Butterworth activo de octavo orden con frecuencia de corte programable entre 1Hz y 2KHz (Ver Figura 35).

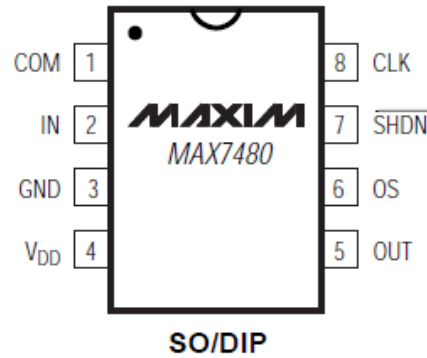


Figura 34 Diagrama de pines del circuito integrado MAX7480 (filtro Butterworth, pasa-bajas) [34]

Este circuito integrado de Maxim Integrated, permite programar la señal de corte suministrando una señal digital cuadrada con una frecuencia igual a 100 veces la frecuencia de corte deseada (que se genera en la tarjeta arduino), en la Figura 35 se ilustra el comportamiento en frecuencia de este filtro proporcionado en su hoja de datos.

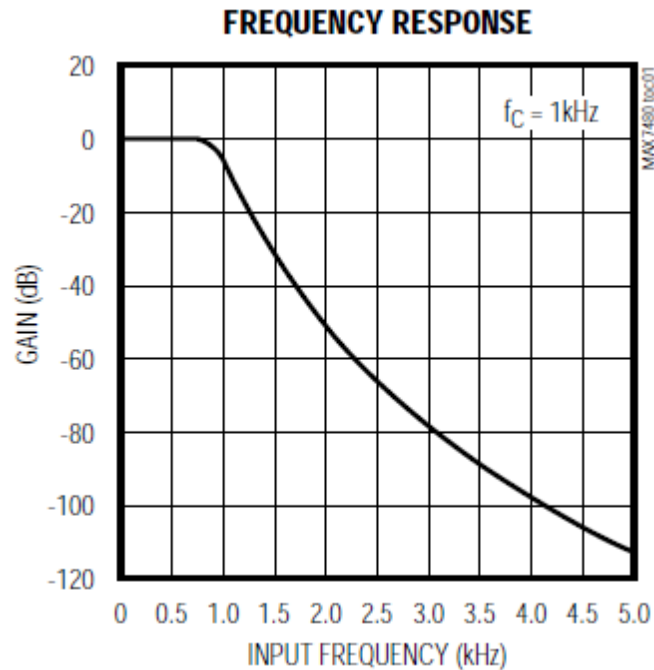


Figura 35 Respuesta en frecuencia de max7480 con una frecuencia de corte de aproximadamente $F_c = 1\text{KHz}$ [34]

El diagrama esquemático que se implemento para el correcto funcionamiento de este filtro se encuentra como el montaje recomendado por el fabricante en el datasheet.

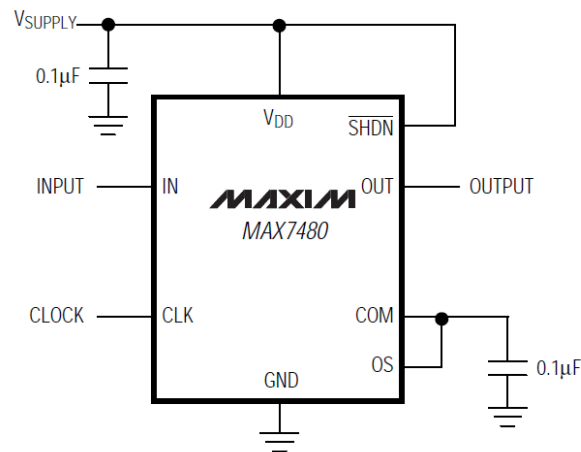


Figura 36 Montaje del max7480 recomendado por el fabricante.[34]

Para determinar la frecuencia de corte del filtro interno en este circuito integrado, en el pin 8 etiquetado como CLK deberá introducirse una señal cuadrada con una frecuencia constante igual a 100 veces la frecuencia de corte deseada (100Hz), esta señal (llamada señal de control), es generada en la tarjeta arduino.

3.3.4 Digitalización.

La digitalización de la señal acondicionada se realiza mediante el convertor analógico digital integrado del microcontrolador que se utilizara, que en este caso será un ATmega328, la resolución de este convertor es de 10 bits para un rango de 0 a 5V (lo que significa que se obtendrá un incremento de uno en el valor digital representativo cada 4.9mV en la entrada del convertor) y puede operar máximo a 10KHz que es suficiente para lo que se requiere. Este microcontrolador se encuentra integrado en la plataforma de desarrollo arduino uno, que se escogió básicamente porque permite omitir la etapa de regulación de tensión de suministro del sistema, además de poderse programar mediante lenguaje de programación sencillo de aprender y por tener entorno de desarrollo simple.

3.4 Transmisión De Datos.

El prototipo de electrocardiógrafo cuenta con la posibilidad de comunicarse tanto con un software en el pc como con la aplicación en un móvil con sistema operativo Android, y esto implica que físicamente el prototipo deberá conectarse a un puerto USB del computador (a través de un transceptor SERIE-USB incluido en la tarjeta arduino) y también al puerto serie del modulo bluetooth (para poder comunicarse con el móvil);

3.4.1 Transmisión De Datos Al Pc

La etapa de recepción de datos en la aplicación para el pc se diseño de tal forma que esta obtenga el valor del dato de interés a partir de la cadena caracteres que representa su valor; así por ejemplo si se desea enviar desde el prototipo a la aplicación en el pc el valor numérico 358, se deberá enviar la cadena de caracteres que contiene la representación ASCII de cada número, en este caso el prototipo debería enviar al pc la representación ASCII del carácter '3' ósea el valor '51', luego se enviara el '53' que es el equivalente ASCII del carácter '5' enseguida se enviara el valor '56' que representa en carácter '8' y finalmente los valores '10' y '13' que representan un final de línea y un retorno de carro respectivamente, entonces se debió enviar 5 bytes para lograr la representación completa en caracteres del valor '358' y esto se debe hacer con todos los valores que se obtengan de la conversión A/D (que serán valores entre 0 y 1023, por lo que en los casos en que el valor sea mayor de 999, se deberán enviar 6 bytes para completar la representación del dato deseado).

Hay que recordar que la transmisión de cada dato debe llevarse a cabo cada dos milisegundos, es por esta razón que se debe verificar cual de las velocidades de transmisión estándar para el protocolo UART presenta el mejor rendimiento para que el envío tome una porción de tiempo mucho menor a 2 ms, ya que el microcontrolador debe realizar otras tareas (como realizar la conversión A/D y el mapeo del valor del A/D) antes de realizar el envío de los datos, es por esta razón que se selecciona una velocidad que en ningún momento llegue a comprometer la frecuencia del muestreo de la señal ni la frecuencia con la que se enviaran los datos, por esta razón se elige una velocidad de transmisión o Baudrate de 115200 baudios.

3.4.2 Transmisión Al Dispositivo Móvil

A diferencia del procedimiento que se debe realizar para enviar un dato al pc, al enviar un dato al móvil se debe enviar este en un solo byte, esto debido a que la aplicación Android se diseño para recibir, leer, acondicionar y graficar solamente los posibles valores contenidos en un byte, por esto el valor obtenido del conversor A/D (de la tarjeta arduino) que se representa mediante una variable entera de 16 bits, se debe mapear a un valor que pueda estar contenido en 8 bits esto significa que debe ser mapeado a 255 (un byte), y posteriormente realizar el envío de este valor por el respectivo puerto.

La velocidad de transmisión seleccionada para esta interface es la misma que se selecciono para la transferencia de datos hacia el pc 115200 Baudios, por las razones que se explicaron en el anterior apartado.

La trasmisión de datos al dispositivo móvil con sistema operativo Android se realizó mediante una interfaz inalámbrica Bluetooth, usando el protocolo SPP (Serial Port Profile) para poder enlazarse con cualquier dispositivo que posea un modulo bluetooth y que también pueda usar este protocolo.

Los dispositivos que incorporan este protocolo pueden comunicarse entre ellos cuando se encuentran dentro de su alcance. Las comunicaciones se realizan por radiofrecuencia de forma

que los dispositivos no tienen que estar en línea de visión, pudiendo incluso estar en habitaciones separadas (si la potencia de transmisión es suficiente). Estos dispositivos se clasifican como "Clase 1", "Clase 2" o "Clase 3" en referencia a su potencia de transmisión, siendo totalmente compatibles los dispositivos de una clase con los de las otras.

Tabla 1 Clasificación de dispositivos bluetooth según su potencia [35]

Clase	Potencia máxima permitida (mW)	Potencia máxima permitida (dBm)	Alcance (aproximado)
Clase 1	100 mW	20 dBm	~30 metros
Clase 2	2.5 mW	4 dBm	~10-5 metros
Clase 3	1 mW	0 dBm	~1 metro

Los dispositivos con Bluetooth también pueden clasificarse según su ancho de banda [35]

Para implementar esta interfaz se usó el sistema de desarrollo BlueSmirfSilver (Ver Figura 37) que contiene el circuito integrado RN-42. El módulo se comunica con los demás dispositivos del sistema mediante una comunicación serial UART (Rx/Tx), permitiendo así ser el reemplazo directo de un cable serial por una comunicación inalámbrica con tecnología bluetooth. Este dispositivo tiene un rango máximo de 15m y un Baudrate seleccionable de entre 2400-115200 bps, lo que lo clasifica como un dispositivo bluetooth clase 2.[36-38]



Figura 37 Bluetooth modem BlueSmirf silver [39]

La conexión del módulo al sistema se realizó mediante sus pines Rx, Tx, VCC y GND, el voltaje de alimentación (VCC) del dispositivo es el mismo que se utilizó para alimentar el microcontrolador (5V); los niveles de voltaje suministrados a sus pines de comunicación (Rx y Tx) son TTL y todos los anteriores referenciados a GND.

Capitulo 4. Recepción Y Procesamiento De La Señal

4.1 Introducción

En medicina el análisis de la señal electrocardiográfica es muy importante ya que a partir de sus amplitudes, duraciones de las ondas y segmentos se puede dar un diagnóstico sobre la salud de un paciente. La ingeniería con el paso del tiempo se ha interesado por hacer de la interpretación de la señal ECG un proceso que matemáticamente puede ser analizado para obtener un mejor resultado rápido y efectivo y a su vez, que este sirva de apoyo al personal médico.

Actualmente existen una gran variedad de técnicas de procesamiento de señales con las cuales se han elaborado métodos y algoritmos para llevar a cabo un análisis automático de este registro, donde generalmente el principal problema es cómo reconocer los puntos característicos o subpatrones de la misma y cómo calcular algunos parámetros tales como frecuencia cardíaca, ondas (P, Q, R, S, T), deflexiones e intervalos. En la Figura 38 se ilustran los pasos que se llevan a cabo.

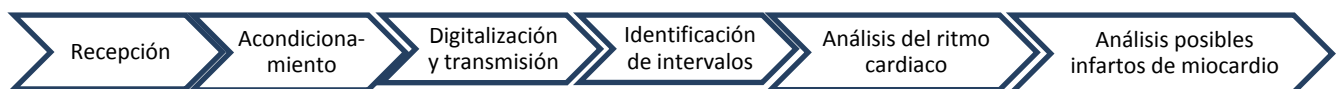


Figura 38 Esquema general de la recepción y procesamiento de la señal ECG.

En este capítulo se describe el algoritmo desarrollado en el software Labview para la recepción de la señal ECG y su pre procesamiento, a su vez el algoritmo elaborado en Matlab para la detección de las ondas e intervalos de la señal electrocardiográfica, el cual está basado en la transformada Wavelet. Posteriormente se exponen los resultados obtenidos de las locaciones de ondas y complejos de las señales ECG; por último se presentan los criterios para diferenciar un ECG normal de uno con un infarto de miocardio o arritmias.

4.2 Recepción Y Procesamiento De La Señal

Para recibir los datos se creó una interfaz gráfica en la cual se pudo visualizar el potencial de acción cardíaco adquirido por el electrocardiógrafo, y así utilizarla para su posterior análisis; para tal fin se utilizó el software Labview, el panel frontal de dicha interface se puede apreciar en la Figura 39 el cual es el entorno de interacción con el usuario. Algunas de las razones por las cuales se utilizó Labview fueron:

- Permite la integración de dispositivos periféricos.
- Posee un entorno amigable para el usuario.
- Trabaja mediante la creación, edición y depuración de instrumentos virtuales (VI's).
- Posee una interfaz para trabajar con Matlab (Nodo Matlab Script).
- Se diseñan programas y aplicaciones a través de dispositivos de bloques.

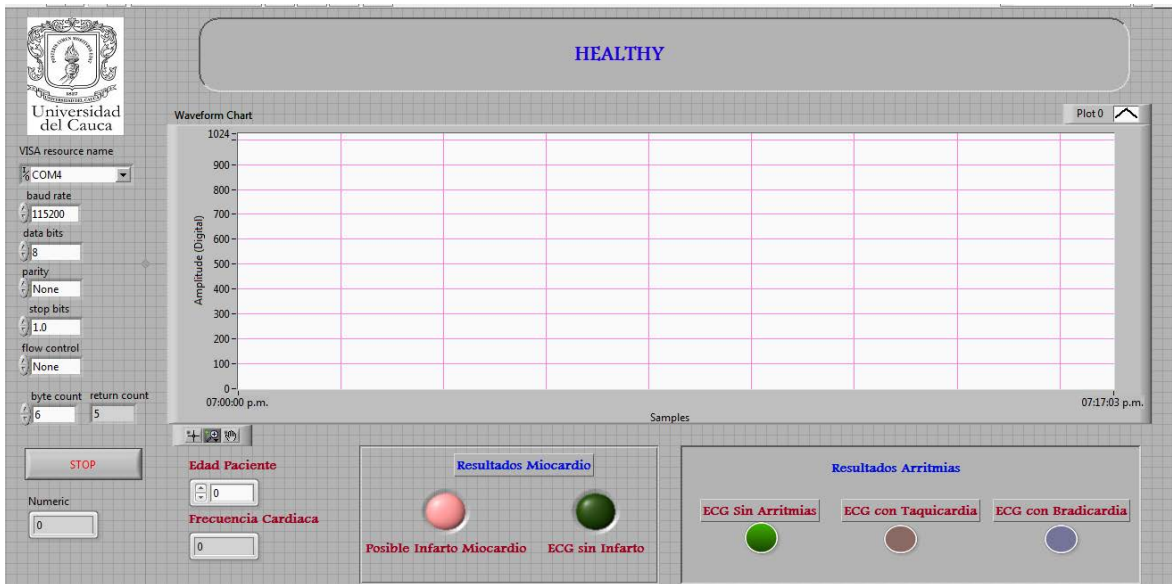


Figura 39 Interfaz Gráfica

4.3 Recepción En Labview

En primera instancia, el programa se encarga de capturar los datos provenientes del electrocardiograma y así poder organizarlos para su posterior visualización; los datos capturados son almacenados en un vector el cual será analizado en el SubVI Matlab Script. Para llevar a cabo este proceso se definieron las siguientes etapas:

- Configuración del puerto serial.
- Visualización de los datos.

4.3.1 Configuración Del Puerto Serie

Labview provee una gran variedad de herramientas que son útiles para el manejo del puerto serie. Todas las funciones necesarias para realizar la comunicación serie entre el PC y un periférico Labview las proporciona en forma de instrumentos virtuales o subVI's. Así, cuando se necesita realizar una operación con el puerto serie se selecciona el icono necesario para llevar a cabo dicha función. Labview se ocupa de manejar el puerto adecuadamente para obtener o proveer los datos requeridos.

4.3.1.1 Detalles De Los SubVI's Utilizados

En la Figura 40 se ilustra la configuración del puerto serial en Labview y a continuación se da una explicación detallada de cada uno de los SubVI's utilizados para la elaboración de este.

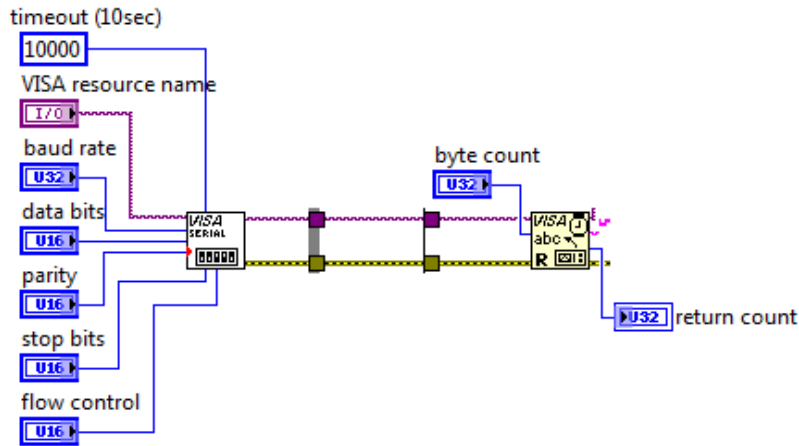


Figura 40 Configuración del puerto serial en Labview.

4.3.1.1.1 Visa Configure Serial Port

Inicializa el puerto serial especificado en Visa resource name con las condiciones especificadas en él.

De este SubVI los terminales utilizados fueron:

- Visa resource name: Especifica la fuente u origen de los datos.
- Baudrate: Es la razón de transmisión. Por defecto está fijado en 9600 bps.
- data bits: Es el número de bits de los datos entrantes. Esta entre 5 y 8. Por defecto es 8.
- stop bits: especifica el número de bits de parada utilizados para indicar el final de una trama.

4.3.1.1.2 Visa Read

Lee el numero especifico de bytes desde el dispositivo o interfaz especificado por VISA resource name y retorna los datos en el read buffer. Depende de la plataforma usada y de si el dato es leído sincrónica o asincrónicamente. Los datos son mostrados como un vector o array en formato ASCII.

4.4 Pre procesamiento de la señal

En la Figura 41 se ilustra la forma como los datos que son recibidos por el puerto serial son mostrados en una gráfica apenas son recibidos.

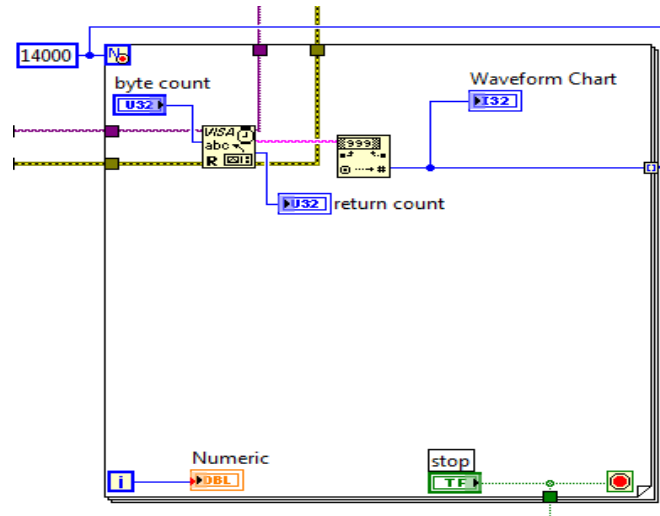


Figura 41 SubVI's para la visualización

Dado que el programa está capturando un sin número de datos, se llena un vector con 14000 datos de la señal ECG, los cuales se utilizarán posteriormente para ser analizados.

4.4.1 Visualización de la señal ECG

Con el objetivo de visualizar la señal cardiaca obtenida del paciente en tiempo real se utilizó una forma de visualización proporcionada por Labview llamada Waveform Chart y la señal que se obtiene se ilustra en la Figura 42.

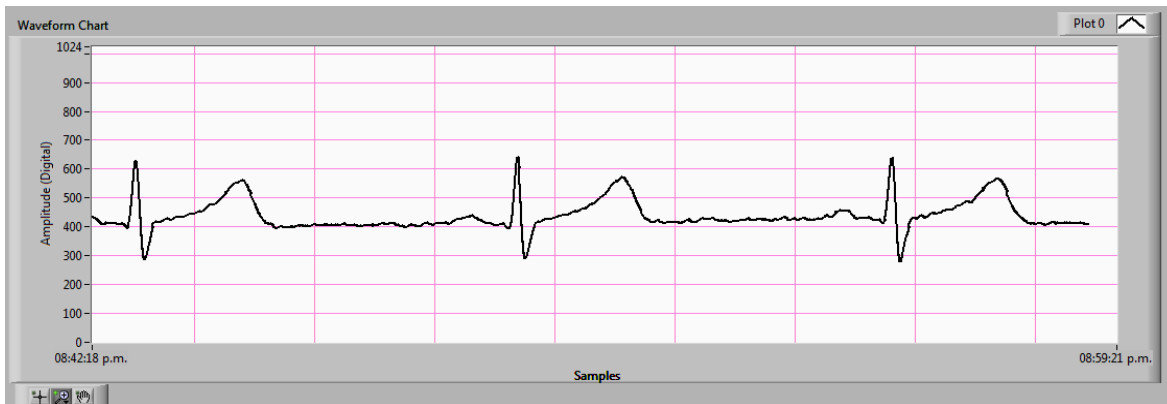


Figura 42 Visualización de la señal ECG

4.5 Identificación Del Intervalo QRST

Para el llevar a cabo el algoritmo desarrollado para aplicar la CWT se hizo necesario establecer una interfaz entre Labview y Matlab mediante el nodo Matlab Script (este nodo funciona siempre y cuando se tenga instalado el Matlab en la misma computadora que se tiene labview).

El nodo Matlab Script hace que se ejecuten las librerías de la herramienta Wavelet Toolbox para que Matlab calcule la CWT del ECG y entregue el resultado de vuelta a Labview. De esta manera el SubVI que determina el complejo QRS puede procesar la información y entregar las posiciones de los puntos Q, R, S y T los cuales permitirán establecer los intervalos característicos de la señal electrocardiográfica.

El algoritmo desarrollado consta de varias etapas entre las cuales se tienen:

- Filtro a la señal ECG.
- Detección de picos R y S.
- Detección de picos Q y T.

4.5.1 Filtro a La Señal ECG

Se notó que la señal ECG no era lo suficientemente suave con los filtros analógicos, así se decidió implementar un filtro digital que proporciona Matlab llamado filtro de Savitzky–Golay.[40] El propósito de esta etapa de pre procesamiento es realzar el complejo QRS y suprimir el ruido.

El método Savitzky–Golay se basa en el cálculo de una regresión polinomial local (de grado k), con al menos k+1 puntos equi-espaciados, para determinar el nuevo valor de cada punto. El resultado será una función similar a los datos de entrada, pero suavizada.

Los datos se compone de un conjunto de n (x_j, y_j) puntos $(j = 1, \dots, n)$, donde x es una variable independiente y y_j es un valor observado. Ellos son tratados con un conjunto de coeficientes m de convolución, C_i de acuerdo con la expresión:

$$Y_j = \sum_{i=-(m-1)/2}^{i=(m-1)/2} C_i y_{j+i}, \quad \frac{m+1}{2} \leq j \leq n - \frac{m-1}{2} \quad (4.1)$$

Cuando los puntos de datos están igualmente espaciados una solución analítica a las ecuaciones de mínimos cuadrados se pueden encontrar según[41] de la siguiente manera; en primer lugar, se realiza un cambio de variable:

$$z = \frac{x - x'}{h} \quad x' : \text{Valor del punto medio} \quad (4.2)$$

El Polinomio de grado K es definido como:

$$Y = a_0 + a_1 z + a_2 z^2 \dots + a_k z^k \quad (4.3)$$

Los coeficientes a_0, a_1, \dots , son obtenidos resolviendo la siguiente ecuación:

$$a = (J^T J)^{-1} (J^T y) \quad (4.4)$$

Donde:

$$J = \frac{\partial Y}{\partial a} \quad (4.5)$$

La principal ventaja de esta aproximación es que tiende a preservar características de la distribución inicial tales como los máximos y mínimos relativos, así como el ancho de los picos, que normalmente desaparecen con otras técnicas de promediado (como la media desplazada).

4.5.2 Detección De Picos R y S

Para la detección de los picos R y S de la señal ECG se utilizó la transformada wavelet continua, donde la señal de entrada y los parámetros de escala tiempo son continuos. Además la cwt (Continuous Wavelet Transform) produce mejores resultados en el análisis y en la detección y extracción de características ya que brinda una completa descripción espectro-temporal de la señal analizada.

Con la CWT se mide el grado de correlación entre el segmento de análisis y la función wavelet con la escala en curso, en donde el resultado de la transformación CWT (b, a) será máximo cuando el parecido de la señal bajo análisis con la función wavelet sea también máximo en la escala a; esto es:

Sea $f(t)$: La señal del corazón (ECG) y la función de la wavelet

$$\varphi(a, \Gamma) = \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi\left(\frac{\Gamma}{a}\right) \quad (4.6)$$

La transformada CWT esta descrita por:

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad : \quad a, b \in R, a \neq 0 \quad (4.7)$$

$$Wf(a, b) = \sum_k \int_k^{k+1} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4.8)$$

Si $f(t) = f(k) \quad t \in [k, k+1]$, entonces

$$Wf(a, b) = \sum_k \int_k^{k+1} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4.9)$$

$$Wf(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_k f(k) \int_k^{k+1} \varphi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4.10)$$

$$Wf(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum f(k) \left[\int_{-\infty}^{k+1} \varphi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt - \int_{-\infty}^k \varphi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \right] \quad (4.11)$$

Así en cualquier escala a , los coeficientes de la funciones wavelet $Wf(a, b)$ para $b=1$ a la longitud $f(t)$ pueden ser calculados por la convolución de la señal $f(t)$ y la una dilatación y translación de la función (4.6).

Dado que la mayoría de las veces no se tiene el conocimiento a priori del tamaño de escala de la señal que se quiere detectar, para este caso se varió el factor de escala a de la señal modelo para cada cálculo de correlación y así se obtuvo el mejor. En este trabajo se utilizó para la detección de las ondas R y S la siguiente función wavelet:

bior1.5 con factor de escala $a=2$.

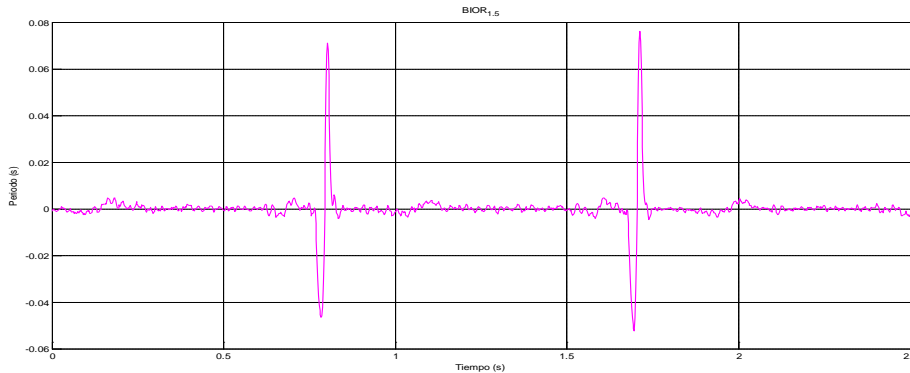


Figura 43 Transformada Bior1.5 (escala $a=2$)

De acuerdo con la forma de la función wavelet utilizada Figura 43 las ondas R y S corresponden a un par de módulos en la CWT de máximo valor absoluto (bior1.5), la CWT en diferentes escalas, donde la pendiente de subida corresponde a un mínimo negativo y la pendiente de bajada corresponde a un máximo positivo. En este caso el cruce por cero entre estos dos puntos da la posición de la onda R y la onda S, con un retardo dependiente de la escala utilizada en la CWT, esto es:

La función wavelet es de la forma $\varphi(a, \Gamma) = \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi \left(\frac{\Gamma}{a} \right)$, al derivar dicha función respecto al tiempo:

$$\frac{d\varphi(a, \Gamma)}{dt} = \frac{d}{dt} \left[\frac{1}{\sqrt{a}} \varphi \left(\frac{\Gamma}{a} \right) \right] \quad (4.12)$$

Para verificar si la función $\varphi(a, \Gamma)$ es creciente en un punto $x = x_0$ cuando dado un h positivo e infinitamente pequeño se verifique que:

$$\varphi(x_0 - h) < \varphi(x_0) < \varphi(x_0 + h) \quad (4.13)$$

Análogamente si la función $\varphi(a, \Gamma)$ es decreciente en un punto $x = x_0$ cuando dado un h positivo e infinitamente pequeño se verifique que:

$$\varphi(x_0 - h) > \varphi(x_0) > \varphi(x_0 + h) \quad (4.14)$$

Además:

$$si = \left\{ \begin{array}{l} \frac{d\varphi(x_0)}{dt} > 0, \quad \text{la función } \varphi(a, \Gamma) \text{ es creciente en el punto } x = x_0 \\ \frac{d\varphi(x_0)}{dt} < 0, \quad \text{es decreciente en dicho punto} \\ \frac{d\varphi(x_0)}{dt} = 0, \quad \text{la función es estacionaria en el punto } x = x_0 \end{array} \right\} \quad (4.15)$$

Para encontrar los máximos locales en la función bior1.5 [42] se aplican los siguientes criterios del cálculo diferencial:

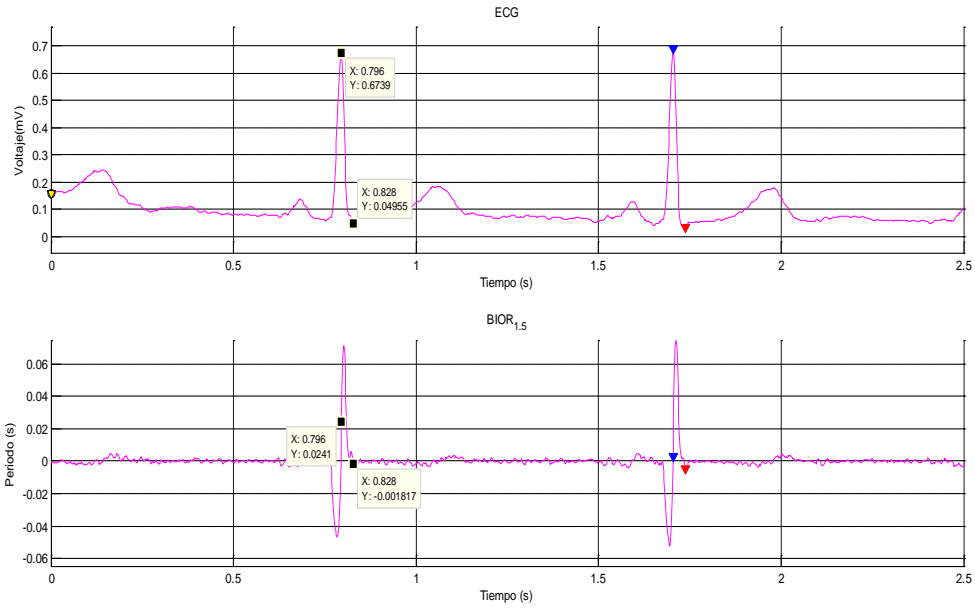
Criterio de la segunda derivada:

Resolver la ecuación $\frac{d\varphi(x_0)}{dt} = 0$ para calcular los valores críticos.

Para los valores críticos $x = x_0$:

$$= \left\{ \begin{array}{l} \varphi(a, \Gamma) \text{ Tiene un máximo: } \varphi(x_0) \text{ si } \frac{d}{dt} \left[\frac{d\varphi(x_0)}{dt} \right] < 0 \\ \varphi(a, \Gamma) \text{ Tiene un mínimo: } \varphi(x_0) \text{ si } \frac{d}{dt} \left[\frac{d\varphi(x_0)}{dt} \right] > 0 \\ \text{Si } \frac{d}{dt} \left[\frac{d\varphi(x_0)}{dt} \right] = 0 \text{ o se hace infinito, nada se puede afirmar} \end{array} \right\} \quad (4.16)$$

Al aplicar estos criterios se pudo calcular los máximos locales de la función wavelet, los cuales sirvieron posteriormente para hallar las localizaciones de las ondas R y S en la señal ECG dado que la locación de la onda R corresponde a el cruce por cero después del mínimo local absoluto y la locación de la onda S corresponde a el punto en el cual se da el cruce por cero después del máximo local absoluto. En la



se pueden apreciar más detalladamente dichos puntos y localizaciones.

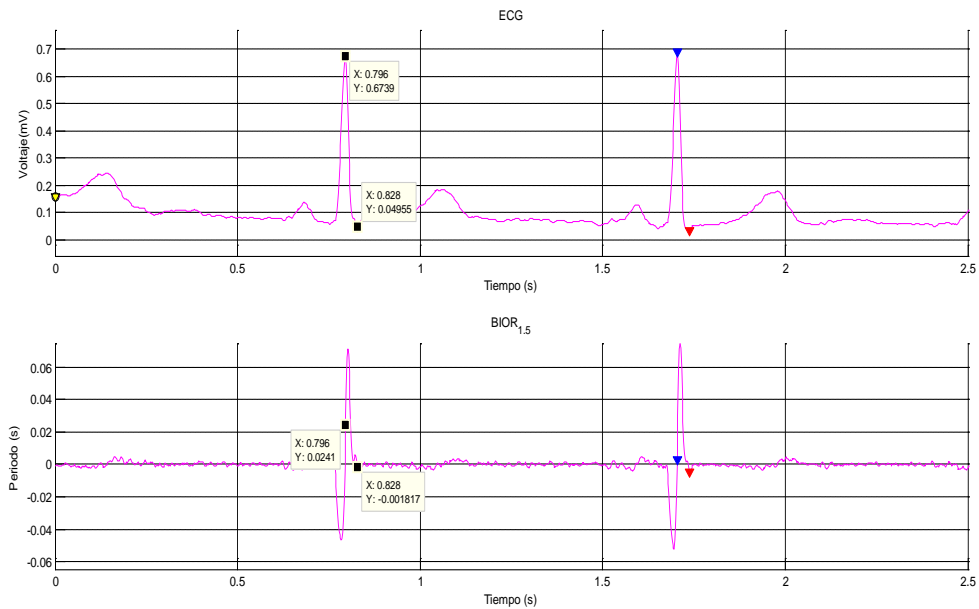


Figura 44 Señal ECG y su transformada wavelet bior1.5 con módulos Wmax y Wmin y cruce por cero de la CWT en la escala 2.

De este modo se obtienen las locaciones de las ondas R y S en la señal ECG al igual que las amplitudes de cada uno de estos (El punto azul corresponde a la onda R y el rojo a la onda S).

4.5.3 Detección de picos Q y T

Para la detección de las ondas Q y T en la señal ECG se utilizó la CWT db2 con una escala de 32. En la Figura 45 Se ilustran dicha transformada.

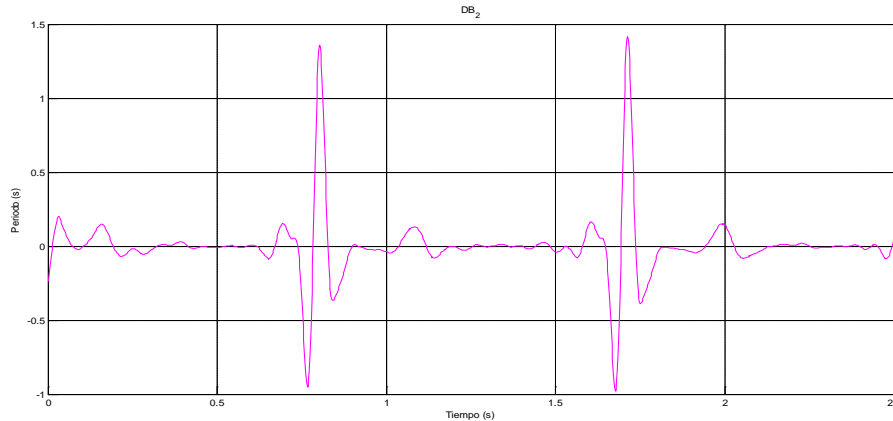


Figura 45 Transformada DB2 (escala a=2)

Aplicado a esta nueva wavelet los criterios anteriormente mencionados se obtuvieron los máximos y mínimos locales, pero en dicha función estas localizaciones de los máximos locales no corresponden a algún punto de interés de la señal ECG; a diferencia de los mínimos locales que corresponden a la onda Q de la señal ECG.

Para la localización de la onda T se procedió de la siguiente forma:

Se localizan los máximos y mínimos locales (Criterio de la segunda derivada).

Se crea un nuevo intervalo o ventana que corresponde a el [máximo local, mínimo local].

$$\left[\frac{d}{dt} \left[\frac{d\varphi(x_0)}{dt} \right] > 0, \frac{d}{dt} \left[\frac{d\varphi(x_0)}{dt} \right] < 0 \right] \quad (4.17)$$

En dicho intervalo se realiza nuevamente la búsqueda de mínimos y máximos locales.

Se define una nueva función $h(t) \in \left[\frac{d}{dt} \left[\frac{d\varphi(x_0)}{dt} \right] > 0, \frac{d}{dt} \left[\frac{d\varphi(x_0)}{dt} \right] < 0 \right]$

Los máximos locales que se encuentren corresponden a las localizaciones de la onda T de la señal ECG.

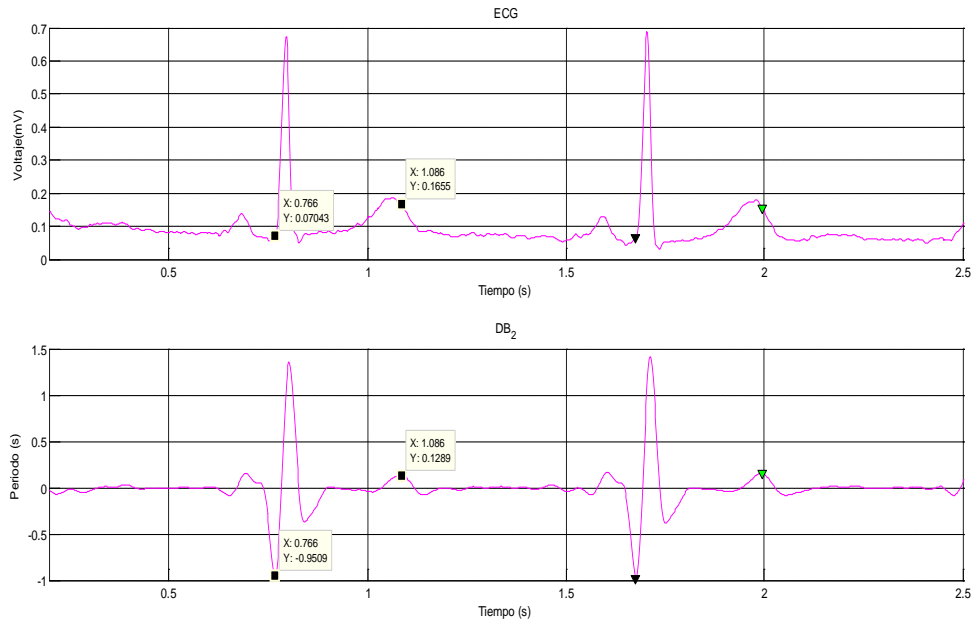


Figura 46 Señal ECG y su transformada wavelet db2 con módulos Wmax y Wmin y cruce por cero de la CWT en la escala 32.

4.6 Análisis de la señal

Después de tener localizados todos los puntos de interés (ondas QRST) y almacenados cada uno en un respectivo vector, se procedió a realizar el análisis de dichas locaciones y amplitudes.

4.6.1 Criterios de selección ritmo cardiaco (*Bradycardia, Taquicardia y Ritmo Irregular*).

Para calcular la frecuencia cardiaca de la señal ECG, se trabajó con las locaciones de la onda R, las cuales fueron guardadas en un vector fila llamado *Locs_Rpeaks*.

$$Locs\ Rpeaks = [a_0 \ a_1 \ a_2 \ \dots \ a_{n-1} \ a_n] \quad (4.18)$$

Donde el tamaño del vector depende del tiempo de la señal capturada (ECG).

Procedemos a realizar los siguientes cálculos:

Calculamos la diferencia entre cada uno de los picos R

$$difpeak = \sum_{i=1}^n a_{i+1} - a_i \quad (4.19)$$

Después de tener las diferencias de las distancias se procede calcular la frecuencia de la señal ECG de cada una de las diferencias, esto se hace de la siguiente manera:

$$frecuencia = \frac{60}{(\sum_{i=1}^n a_{i+1} - a_i) * Tiempo\ de\ muestreo} \quad (4.20)$$

(60 hace referencia a la conversión de segundos a minutos para obtener la frecuencia en pulsaciones por minuto)

$$frecuencia = [f_0 \ f_1 \ f_2 \ \dots \ f_{n-1} \ f_n] \quad (4.21)$$

Ahora, cada uno de estos datos son guardados en un nuevo vector llamado frecuencia, donde al calcular la media aritmética de este se obtiene la frecuencia cardiaca de la señal ECG.

$$frecuencia\ Cardiac a = \sum_{i=1}^n \frac{frecuencia}{n} \quad (4.22)$$

Con el valor encontrado se procese a realizar un análisis comparativo entre los umbrales de frecuencia cardiaca establecidos en la literatura de un paciente en reposo.[43]

frecuencia Cardiac a > Umbral : El programa detectara una taquicardia.

frecuencia Cardiac a < Umbral : El programa detectara una bradicardia.

Para detectar cuando la señal tiene ritmo irregular este se detecta de la siguiente manera:

Calcular la desviación estándar de los picos R.

$$Desv = \sum_{i=1}^n \frac{frecuencia}{n} - \sum_{i=1}^n a_{i+1} - a_i \quad (4.23)$$

Calculamos la desviación estándar de los picos RR

$$Desv\ RR = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (a_{i+1} - a_i)^2} \quad (4.24)$$

Ahora sí:

$$Desv > |frecuencia\ cardiac a - Desv\ RR| \quad (4.25)$$

El ritmo de la señal ECG es irregular.

4.6.2 Criterios De Selección Infarto De Miocardio

Basados en algunos criterios establecidos En el año 2000, por la European Society of Cardiology (ESC), en colaboración con el American College of Cardiology (ACC), para el diagnóstico de infarto de miocardio (IM) [44]. Los cuales son:

Aparición de nuevas ondas Q de necrosis en el electrocardiograma (ECG).

Cambios en el ECG sugestivos de isquemia (elevación o depresión del segmento ST).

Al igual que las locaciones de la onda R, fueron almacenadas en un vector, las locaciones de la onda Q, S y T también, así:

$$Locs\ Qpeaks = [q_0\ q_1\ q_2\ \dots\ q_{n-1}\ q_n] \quad (4.26)$$

$$Locs\ Speaks = [s_0\ s_1\ s_2\ \dots\ s_{n-1}\ s_n] \quad (4.27)$$

$$Locs\ Tpeaks = [t_0\ t_1\ t_2\ \dots\ t_{n-1}\ t_n] \quad (4.28)$$

Además también se almacenaron las amplitudes de las ondas Q, R y T.

$$Amp\ Qwave = [Aq_0\ Aq_1\ Aq_2\ \dots\ Aq_{n-1}\ Aq_n] \quad (4.29)$$

$$Amp\ Rwave = [Ar_0\ Ar_1\ Ar_2\ \dots\ Ar_{n-1}\ Ar_n] \quad (4.30)$$

$$Amp\ Twave = [At_0\ At_1\ At_2\ \dots\ At_{n-1}\ At_n] \quad (4.31)$$

Después de tener los datos almacenados se procedió a realizar los siguientes pasos:

Calcular la duración de los complejos R-S, R-Q, R-T y almacenarlos en un nuevo vector.

$$RS = \sum_{i=1}^n r_i - s_i \quad (4.32)$$

$$RQ = \sum_{i=1}^n r_i - q_i \quad (4.33)$$

$$RT = \sum_{i=1}^n r_i - s_i \quad (4.34)$$

Se calculó el valor medio o media aritmética de cada una de estas diferencias de distancias.

$$mean RS = \sum_{i=1}^n \frac{r_i - s_i}{n} \quad (4.35)$$

$$mean RQ = \sum_{i=1}^n \frac{r_i - q_i}{n} \quad (4.36)$$

$$mean RT = \sum_{i=1}^n \frac{r_i - T_i}{n} \quad (4.37)$$

Se encontró el valor de la diferenciade potencial entre los picos R-Q, R-T y almacenarlos en un nuevo vector.

$$Amp RQ = \sum_{i=1}^n Ar_i - Aq_i \quad (4.38)$$

$$Amp RT = \sum_{i=1}^n Ar_i - Ts_i \quad (4.39)$$

Se calculó el valor medio o media aritmética de cada una de estas diferencias de amplitudes.

$$\text{mean AMRQ} = \sum_{i=1}^n \frac{Ar_i - Aq_i}{n} \quad (4.40)$$

$$\text{mean AMRT} = \sum_{i=1}^n \frac{Ar_i - At_i}{n} \quad (4.41)$$

$$\text{mean AMRS} = \sum_{i=1}^n \frac{Ar_i - As_i}{n} \quad (4.42)$$

Con estos resultados se halla el vector que denominaremos C1 y el cual tiene como componentes los siguientes valores:

$$C1 = [\text{mean RS} \quad \text{mean RQ} \quad \text{mean RT} \quad \text{mean AMRQ} \quad \text{mean AMRT} \quad \text{mean AMRS}] \quad (4.43)$$

Utilizando el método LDA (fisher's linear discriminant analysis) [45] se obtuvo el vector con el cual se hicieron los discriminantes y/o criterios de selección.

Capitulo 5. Desarrollo De La Aplicación Para Android

5.1 Introducción

En este capítulo se explicara el proceso que se debió seguir para obtener una aplicación instalable y usable en dispositivos móviles con sistema operativo Android que sirva como dispositivo de despliegue gráfico de la información recibida del prototipo de electrocardiógrafo (que se diseño y construyo como se explica en el capítulo 3) a través de un canal bluetooth.

Cabe destacar que el desarrollo de la aplicación se realizo basándose en el modelo en cascada para el desarrollo de software, ya que este nos proporciona un orden lógico de pasos a seguir para tener el control sobre todo el proceso de creación de la aplicación de una forma ordenada y sistemática. El orden de las etapas que se debió seguir durante el desarrollo de la aplicación, lo dicta el modelo de desarrollo en cascada y son secuencialmente: análisis de los requerimientos del sistema, diseño del sistema, diseño del programa, codificación, pruebas, verificación y mantenimiento, en las cuales se hará énfasis a lo largo de este capítulo.

5.2 Análisis De Requerimientos

Es en esta etapa donde se establece la funcionalidad que deberá tener la aplicación basándose en las necesidades del usuario final, es donde se estudia qué requerimientos son o no viables de ser implementados y finalmente se acuerda qué objetivos se deben cumplir durante el desarrollo de la aplicación.

5.2.1 Funcionalidades De La Aplicación.

El usuario debe tener la posibilidad de encender o apagar el bluetooth del dispositivo móvil a gusto.

Se debe poder desplegar una lista dispositivos bluetooth que ya están sincronizados con el del usuario, poder seleccionar cualquiera y conectarse con este para iniciar la transferencia de datos.

Se debe poder buscar dispositivos bluetooth (encendidos y que estén en el área de cobertura) que no estén sincronizados aun con el del usuario, mostrarlos en una lista, poder seleccionar cualquiera, conectarse con este e iniciar la transferencia de datos.

Mientras la aplicación se esté ejecutando no se deberá ni apagar ni bloquear la pantalla.

Una vez se esté desplegando la gráfica del potencial de acción cardiaco del paciente, el usuario deberá tener la posibilidad de pausar la gráfica.

5.2.2 Apariencia De La Aplicación.

Ya que principalmente se piense la aplicación como un monitor cardiaco, su interfaz debe tener la mayor área posible dedicada al despliegue de la gráfica del potencial de acción cardiaco del paciente.

El área de la pantalla donde se graficará debe ser lo más parecida posible a una tira de papel electrocardiográfico tanto en la relación de cuadros - voltaje, cuadros - segundos, cuadros pequeños - cuadros grandes, colores e información desplegada junto con la gráfica.

Debe tener la posibilidad de ingresar, modificar y visualizar datos del paciente como nombre, genero, edad y peso.

De los requerimientos tanto de funcionalidad como de apariencia de la aplicación, se establecen los objetivos para su desarrollo, evaluando cuales de estos es posible implementarlos en el plazo de tiempos establecidos y cuáles no.

Para realizar la selección de cuáles de los requerimientos se implementarían, se debió hacer estimaciones sobre el tiempo que tomaría desarrollar cada uno de ellos; una vez se tuvo la estimación de tiempo para todos los requerimientos, se determino que era posible desarrollar los algoritmos necesarios dentro del límite de tiempo establecido por el cronograma, convirtiéndose entonces cada requerimiento en un objetivo a cumplir para culminar exitosamente la aplicación.

5.3 Diseño del sistema

En esta etapa del proceso se divide el sistema en partes que pueden ser desarrolladas de forma independiente para, poder limitar el efecto de cualquier problema en alguno de los módulos, poder hacer más sencillo el mantenimiento de toda la aplicación y sacar máximo provecho del trabajo en equipo.

Siguiendo la idea se propone que los módulos que compondrán la aplicación sean:

5.3.1 Diseño De La Interfaz Gráfica.

Debido a que la aplicación está compuesta por 2 Activities en esta parte se diseñara su interfaz gráfica.

5.3.1.1 Main Activity

Esta será la Activity con la que mas tendrá interacción el usuario ya que contendrá el ECG del paciente. La cuadrícula que ira de fondo en la pantalla con la gráfica, deberá ser tal que siempre mantenga coherentes las relaciones pixel-milivoltio y pixel-segundo, para mantener constantes las relaciones cuadro-milivoltio y cuadro-segundo, así, cuando el usuario lo desee, realice mediciones sobre la gráfica, de igual manera que lo haría en un electrocardiograma tradicional (contando cuadros).

5.3.1.2 Devices Activity

Esta Activity contendrá las listas de los dispositivos con lo que el usuario podría intentar establecer una conexión mediante bluetooth, la primera lista contendrá los dispositivos sincronizados con el móvil y la segunda contendrá los dispositivos que se encuentren encendidos y dentro del área de cobertura del móvil del usuario

5.3.2 Gestión Del Adaptador Bluetooth, Gestión De Conexiones Y Recepción De Datos

Esto consiste en darle al usuario la posibilidad de manipular las opciones del bluetooth a gusto como poder encenderlo o apagarlo en cualquier momento durante la ejecución de la aplicación, visualizar las listas de dispositivos sincronizados y disponibles y poder establecer una conexión con cualquiera de ellos.

5.3.3 Acondicionamiento Y Despliegue Gráfico De Datos.

Esta etapa es análoga a la etapa de acondicionamiento de la señal, implementada mediante hardware en el prototipo de Electrocardiografo, pero llevándose a cabo mediante software en el dispositivo móvil y con el objetivo de generar en pantalla una imagen clara de la señal, siendo necesario aplicar varias operaciones sobre esta, como sub-muestreo, escalamiento de en ambos ejes y desplazamiento de ambos ejes.

5.4 Diseño Del Programa

En esta etapa del proceso de creación de la aplicación, se estudiara un poco más detalladamente cada parte que conforma el sistema, partes que fueron establecidas en la anterior etapa del proceso (diseño del sistema).

5.4.1 Diseño De La Interfaz Gráfica

Para el diseño de la interfaz gráfica de usuario se hace uso de ficheros con extensión XML (por su sigla en ingles 'eXtensible Markup Language', 'lenguaje de marcas extensible')[46] los cuales contendrán toda la información relacionada con la apariencia, la posición y ciertos comportamientos de cada uno de los Views presentes en cada Activity de la aplicación.

La aplicación consta de 2 Activities, Main Activity y Devices Activity

5.4.1.1 Main Activity

Esta Activity será la primera interfaz con la que se encuentren los usuarios, y la que por mayor tiempo visualizaran, es por esto que se decidió diseñarla lo más limpia y sencilla posible, donde el espacio de la pantalla es asignado preferentemente al área en que se visualizara el ECG, reduciéndole espacio solamente el Action Bar y la barra de datos del paciente. Los elementos de la actividad principal se muestran en la Figura 47

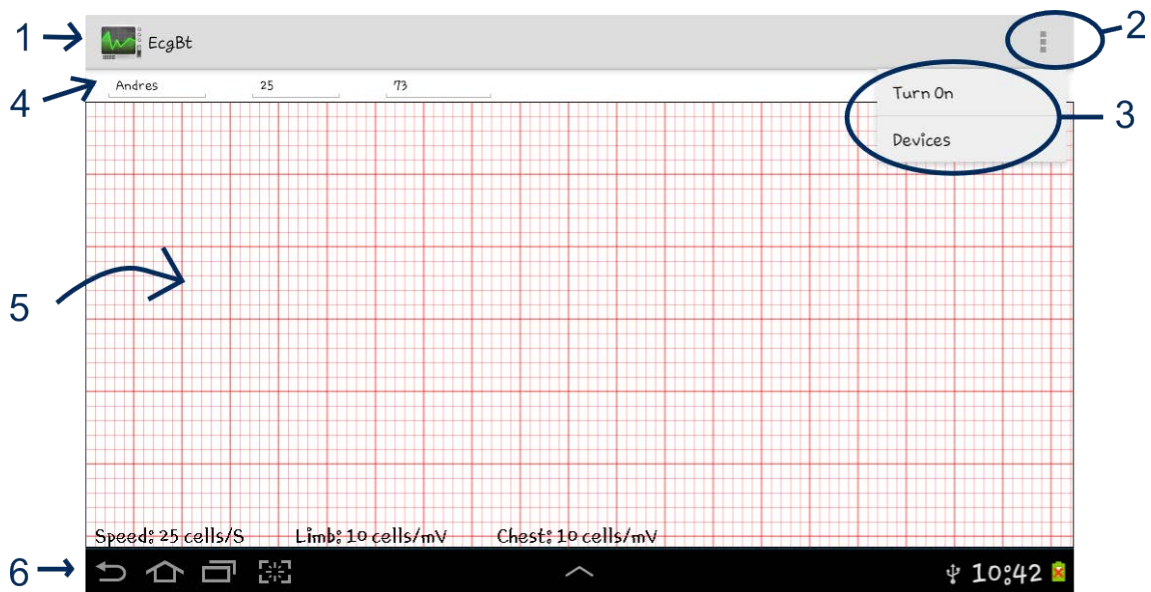


Figura 47 Elementos en la Activity principal o Main Activity.

Componentes De La Main Activity

1. Action Bar: Fue incluida a partir de la versión 3.0 de Android (Honeycomb), lo que significa que no estará disponible de forma nativa en versiones anteriores del sistema operativo, esta es una barra de título y de herramientas que generalmente aparece en la parte superior de las Activities, puede contener además del icono y el nombre de la aplicación, un botón que al ser pulsado mostrara un menú desplegable llamado menú de opciones.
2. Botón para desplegar el menú de opciones
3. Menú de opciones
 Este es el principal grupo de opciones de menú de cada Activity, en este deberán colocarse opciones que al seleccionarse realicen acciones que actúen sobre toda la Activity, como preferencias, configuración, gestión de periféricos hardware, etc.
 Las acciones que estarán presentes en este menú son adicionadas modificando el fichero '*Nombre_de_la_activity.XML*' que se encuentra en la ubicación: '*...\Nombre_de_la_aplicacion\res\menu*' del proyecto.
 En la Figura 47 se muestra desplegado el menú de opciones de la Activity principal, la primera vez que esta es lanzada, donde se puede notar que contiene solo 2 opciones, Turn On y Devices.
 - Turn On: Opción que al ser seleccionada por el usuario, encenderá o apagará el módulo bluetooth, dependiendo de su estado actual, en caso que al lanzar la Activity, el módulo bluetooth se encuentra encendido, la opción que aparecerá en el menú será '**Turn Off**' en lugar de '**Turn On**'.

- **Devices:** Opción que lanzara *Devices Activity*, en la que aparecerá una lista con todos los dispositivos bluetooth que han sido sincronizados con el del usuario y un botón 'Search Devices' que al pulsarse iniciara una búsqueda de dispositivos bluetooth encendidos dentro del área de cobertura. (Ver en Figura 48)
4. **Barra de datos del paciente:** campo que permitirá al usuario ingresar, modificar o eliminar los datos personales del paciente
 5. **Área para graficar:** Este View se encargara de mostrar al usuario de la aplicación el electrocardiograma del paciente, intentando que su apariencia sea lo más parecida posible a la de un electrocardiograma tradicional, donde se tienen ya establecidas ciertas convenciones, como el color de las líneas y las relaciones cuadro/milivoltio, cuadro/segundo en la cuadrícula, que además estará siempre presente como fondo del ECG y que servirá como referencia para realizar medidas tanto de voltaje, como de tiempo sobre la señal. En la parte inferior de este View se presenta información de las relaciones que existen entre celdas (verticales) por milivoltio y celdas (horizontales) por segundo.
 6. **Barra de navegación:** permite a la aplicación ser minimizada, reemplazada por otra aplicación, finalizada y navegar entre sus propias *Activities*, esta barra será siempre visible durante la ejecución de la aplicación.

5.4.1.2 Devices Activity

Esta será la pantalla que se presente al usuario una vez haya seleccionado la opción '*Devices*' en el menú de opciones de la *Main Activity*. Esta *Activity* consiste básicamente de una lista de los dispositivos bluetooth que han sido sincronizados con el dispositivo móvil del usuario, un botón para iniciar una búsqueda automática de otros módulos bluetooth externos (diferentes a los ya sincronizados) que estén actualmente encendidos y se encuentren dentro del área de cobertura del móvil del usuario y otra lista con los dispositivos que fueron encontrados, que se desplegara una vez termine la búsqueda que inicio el usuario al pulsar sobre el botón 'Search Devices'.

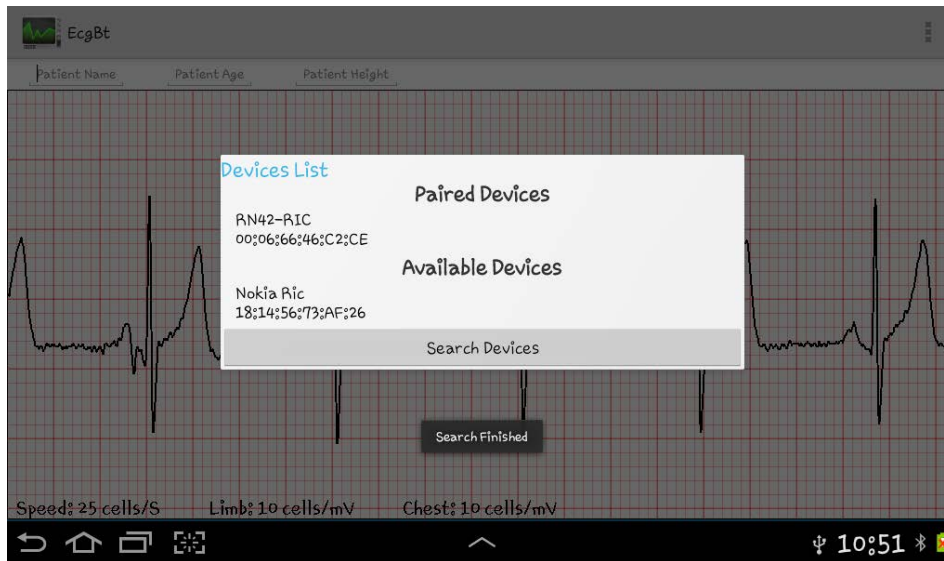


Figura 48 Devices Activity superpuesta a Main Activity.

De las listas presentadas en esta Activity se podrá escoger solo uno de los dispositivos presentes en ellas, al ejecutar esta acción el móvil intentara conectarse con este, en caso que el usuario seleccione un dispositivo que nunca haya sido sincronizado con el suyo, la aplicación le pedirá que realice el emparejamiento (una única vez). El emparejamiento consiste en introducir una contraseña cualquiera, que el usuario del otro dispositivo bluetooth deberá también introducir para que se ejecute la sincronización de forma correcta (la próxima vez que se lance Devices Activity este dispositivo aparecerá en la lista de dispositivos emparejados).

Una vez los dispositivos estén sincronizados la aplicación intentara automáticamente conectarse con este, si la conexión es exitosa la recepción de datos para graficar puede ser iniciada, pero si no se logra establecer una conexión con el modulo bluetooth remoto se mostrara al usuario un mensaje indicándole que surgió un error durante la conexión.

Esta Activity será lanzada únicamente si el modulo bluetooth del dispositivo se encuentra encendido, en caso contrario se indicara al usuario que lo debe encender para intentar conectarse con un modulo externo.

5.4.2 Gestión Del Adaptador Bluetooth, Gestión De Conexiones Y Recepción De Datos

Para iniciar lo más importante es identificar cuáles son los elementos que se deben manejar para lograr la gestión tanto del modulo bluetooth local como de las conexiones, y estos elementos son:

- El adaptador bluetooth (BluetoothAdapter)
- El dispositivo bluetooth remoto (BluetoothDevice)
- El socket bluetooth (BluetoothSocket)
- Los Streams de entrada y salida (InputStream y OutputStream)

5.4.2.1 Adaptador Bluetooth (BluetoothAdapter)

Este objeto representa el modulo bluetooth (el modulo hardware) del dispositivo móvil, este permitirá llevar a cabo las tareas fundamentales con el bluetooth, como iniciar la búsqueda de dispositivos disponibles, obtener la lista de dispositivos sincronizados, instanciar un BluetoothDevice usando una dirección Mac conocida y en caso de ser servidor, crear un BluetoothServerSocket para mantenerse atento a solicitudes de conexión de otros dispositivos o en caso de ser cliente obtener un simple BluetoothSocket conectado, e iniciar la transferencia de información.

Fundamentalmente, este es el punto de partida para todas las acciones que requieran el uso del bluetooth del dispositivo.¹

5.4.2.1 Dispositivo Bluetooth Remoto (BluetoothDevice)

Este objeto representa un dispositivo bluetooth remoto. Un BluetoothDevice permite crear una conexión con el respectivo dispositivo o pedir información acerca de este, como por ejemplo nombre, dirección hardware, clase y estado de apareamiento.

Esta clase es en realidad un fino contenedor para una dirección bluetooth hardware.²

5.4.2.3 Socket Bluetooth (BluetoothSocket)

La interface de BluetoothSocket es similar a la de los Sockets TCP.

Cuando se requiere que el dispositivo actúe como el servidor de la conexión se usa un BluetoothServerSocket para crear un server socket que está estará escuchando por solicitudes de conexiones entrantes. Cuando una conexión es aceptada por el BluetoothServerSocket, este retornara un nuevo BluetoothSocket para administrar la conexión.

Cuando se está del lado del cliente, se usa un simple BluetoothSocket para ambas cosas, iniciar una conexión de salida y para administrar la conexión.

El más común tipo de BluetoothSocket es el RFCOMM, (que es el tipo soportado por las APIs de Android) también conocida como el Serial Port Profile (SPP)

Una vez se obtenga un BluetoothSocket conectado se debe abrir las corrientes o flujos (Streams) de entrada y/o salida con el fin de obtener los respectivos InputStream y OutputStream que estarán automáticamente conectados el Socket³

¹ <http://developer.android.com/reference/android/bluetooth/BluetoothAdapter.html>

² <http://developer.android.com/reference/android/bluetooth/BluetoothDevice.html>

³ <http://developer.android.com/reference/android/bluetooth/BluetoothSocket.html>

5.4.2.4 Corrientes De Entrada Y Salida (InputStream Y OutputStream)

Estos son los objetos que se deberán utilizar para leer o escribir información en el sistema de archivos, en la red o en un arreglo de bytes en memoria.⁴

Para los intereses de este proyecto en particular estos objetos estarán conectados al BluetoothSocket, entonces en el caso del InputStream siempre estará actualizándose con la información que lleguen a través del canal RFCOMM desde dispositivo bluetooth remoto y es de este objeto del que se podrán leer los datos recibidos, para posteriormente acondicionarlos y graficarlos.

5.4.3 Acondicionamiento Y Despliegue Gráfico De Datos

Esta etapa del desarrollo de la aplicación se encarga de obtener los mejores valores para los parámetros que determinaran la calidad con que se desplegará el electrocardiograma en la pantalla del dispositivo móvil, estos parámetros son, el factor de sub-muestreo, factor de escala en 'X' e 'Y', offset en 'X' e 'Y' y factor de refresco de la pantalla, convirtiéndose esta en otra etapa más de acondicionamiento de la señal pero con el fin de obtener los datos de una forma que al graficarlos sean claros y legibles para el usuario.

5.4.3.1 Factor De Sub-Muestreo

Este es un parámetro cuyo valor determinara el numero de datos que apenas recibidos del Electrocardiografo serán desechados y cuantos serán tomados en cuenta, para posteriormente ser acondicionados y graficados en la pantalla del dispositivo. Este parámetro se establece con la intención de disminuir la carga computacional generada al sistema por la aplicación. El valor de este parámetro claramente podría disminuir en gran cantidad el procesamiento requerido por la aplicación para funcionar, pero al mismo tiempo se estaría perdiendo demasiada resolución a la hora de graficar la señal debido a que lo que introduce este parámetro es un rechazo de datos recibidos.

El significado lingüístico que tiene este parámetro es: de cada 'cuantos' datos recibidos tomo uno.

En la última frase, la palabra 'cuantos' debe ser reemplazada por el valor del factor de sub-muestreo, así, si por ejemplo el factor de sub-muestreo toma un valor de 5 lo que significaría sería que, de cada 5 datos que llegan de electrocardiógrafo solo 1 será tenido en cuenta para ser acondicionado y graficado.

5.4.3.2 Factor De Escala En X

El factor de escala para el eje 'X' es simplemente un numero que se multiplicara por el valor de tiempo al que corresponde cierto valor de voltaje; este valor tendrá una utilidad bastante grande en cuanto se pretenda implementar opciones de visualización dinámicas de la gráfica, como por ejemplo implementar la detección de gestos para hacer zoom sobre la gráfica. Este factor lo que

⁴ <http://developer.android.com/reference/java/io/InputStream.html>

permite visualmente es establecer que tan amontonada o que tan expandida se mostrara la gráfica (incrementar o disminuir el nivel de detalle en la gráfica) a lo largo del eje 'X'.

5.4.3.3 Factor De Escala En Y

Al igual que el factor de escala en 'X' este factor lo que permitirá será que al graficar los datos estos puedan ser escalados a lo largo del eje 'Y' y poder incrementar el nivel de detalle que se podrá visualizar en la gráfica pero solo a lo largo de 'Y'.

Tanto el factor de escala en 'X' como el factor de escala en 'Y', se establecieron de forma estática, pero permitiendo que puedan ser modificados de forma dinámica para así, al intentar implementar rutinas de detección de gestos (principalmente gestos para realizar zoom sobre la gráfica) sea realmente fácil lograr los efectos deseados.

5.4.3.4 Offset de la señal en X

Este parámetro será un valor que se le sumara a los valores de tiempo en la gráfica, lo que permitirá realizar un desplazamiento dinámico de la gráfica a lo largo del eje 'X', esto como una opción más de visualización.

5.4.3.5 Offset de la señal en Y

Lo mismo que el offset en X, pero aplicado e los datos de voltaje (eje 'Y'), permitiendo también que la gráfica pueda ser desplazada dinámicamente por el usuario, sobre el eje 'Y'.

5.4.3.6 Factor De Refresco De La Pantalla

Este parámetro tiene un significado lingüístico similar al significado que se introdujo para el factor de sub-muestreo, pero se deja su explicación para el final, ya que su valor adecuado dependerá tanto del factor de sub-muestreo, como del factor de escala en 'X'. Este factor determina cuantos datos acondicionados listos para ser desplegados se deben almacenar antes de actualizar la pantalla con los nuevos datos.

Entonces para establecer un valor correcto a este parámetro la pregunta que se debió hacer fue: cuantos datos acondicionados debo almacenar antes de actualizar la gráfica?

La respuesta a esta pregunta se hallo realizando estimaciones de la calidad visual dinámica con la que se desplegaban los datos, colocando esta información en matrices, con estas matrices se lleno una matriz general y se encontró que los valores correctos de para este parámetro siguen un patrón fácilmente reconocible y que depende de los valores del factor de sub-muestreo y del factor de escala en 'X'; la matriz general obtenida a partir de la observación de la calidad del despliegue de la gráfica se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2 Matriz general de valores adecuados para parámetros de visualización dinámica

	1/1	1/2	1/3	1/4	1/5	1/6	1/7	1/8	1/9	1/10
1	1	2*Z	3*Z	4*Z	5*Z	6*Z	7*Z	8*Z	9*Z	10*Z
2	1	Z	3*Z	2*Z	5*Z	3*Z	7*Z	4*Z	9*Z	5*Z
3	1	2*Z	Z	4*Z	5*Z	2*Z	7*Z	8*Z	3*Z	10*Z
4	1	2*Z	3*Z	Z	5*Z	6*Z	7*Z	2*Z	9*Z	10*Z
5	1	2*Z	3*Z	4*Z	Z	6*Z	7*Z	8*Z	9*Z	2*Z
6	1	2*Z	3*Z	4*Z	5*Z	Z	7*Z	8*Z	9*Z	10*Z
7	1	2*Z	3*Z	4*Z	5*Z	6*Z	Z	8*Z	9*Z	10*Z
8	1	2*Z	3*Z	4*Z	5*Z	6*Z	7*Z	Z	9*Z	10*Z
9	1	2*Z	3*Z	4*Z	5*Z	6*Z	7*Z	8*Z	Z	10*Z
10	1	2*Z	3*Z	4*Z	5*Z	6*Z	7*Z	8*Z	9*Z	Z

	Factor de escala en X
	Factor de sub-muestreo
	Factor de refresco

Z es un número entero cualquiera
Preferiblemente pequeño
Z =1, Z=2 o Z=3

En la Tabla 2 se nota un patrón claramente reconocible, del cual salen las reglas que se deben tener en cuenta para establecer el valor correcto al factor de refresco de la pantalla en función del factor de escala en 'X', del factor de sub-muestreo y de un número entero Z. Z podría teóricamente tomar cualquier valor, pero valores muy grandes harían que el desplazamiento dinámico de la gráfica se viera pausado y poco fluido, ya que este contribuirá a determinar cuantos datos se deben esperar para que la pantalla se refresque.

5.5 Codificación

En esta etapa se implementan todas las rutinas necesarias bajo el ambiente de Android que darán la funcionalidad a cada uno de los módulos. Todas estas rutinas fueron implementadas en java utilizando el framework nativo de Android.

Para una mayor claridad, las rutinas a explicar se dividirán dependiendo de la Activity o clase en la que fueron implementadas, de esta manera tendremos 3 conjuntos de rutinas:

- Implementadas en Main Activity (el código fuente se puede ver en el Anexo 5.1)
- Implementadas en Devices Activity (el código fuente se puede ver en el Anexo 5.2)
- Implementadas en la clase Graphic (el código fuente se puede ver en el Anexo 5.3)

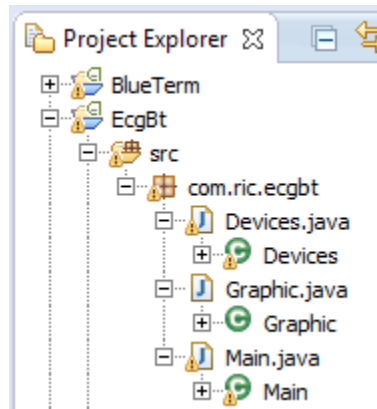


Figura 49 Project Explorer del proyecto de la aplicación

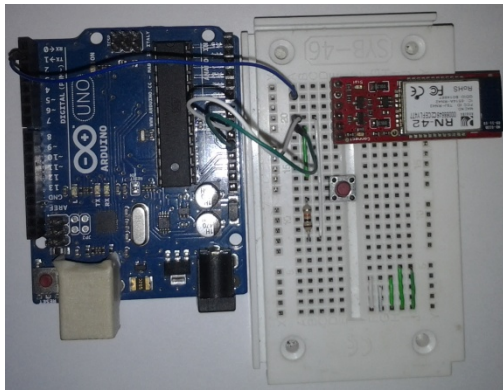
5.6 Pruebas

En esta etapa se unen funcionalmente los módulos ya terminados de codificar, y se verifica el correcto funcionamiento del sistema como un todo.

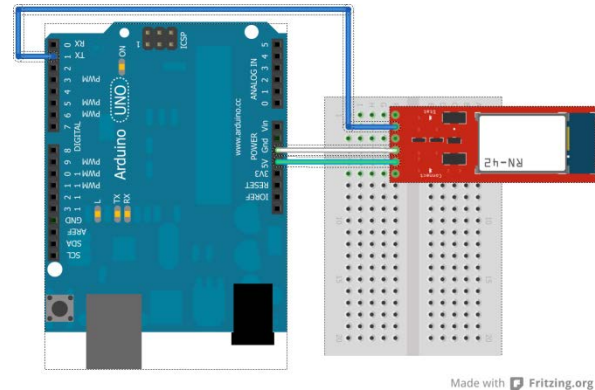
Para llevar a cabo las pruebas sobre las funcionalidades bluetooth de la aplicación, fue necesario encontrar una manera versátil de probar el rendimiento tanto del despliegue gráfico de datos, como el de las funcionalidades bluetooth de la aplicación. Inicialmente para esto se habría requerido tener a un voluntario conectado al prototipo y este a su vez a la tarjeta arduino para poder realizar el envío de los datos mediante serial al modulo bluetooth y este poder transmitir inalámbricamente los datos a la aplicación, entonces con la idea de desarrollar un dispositivo de prueba versátil, se diseñó y se implementó un sistema que simula el ECG de un paciente y que sigue los parámetros del electrocardiógrafo construido.

Este sistema de simulación se implementó siguiendo los siguientes pasos:

- Con el prototipo se obtuvo una señal electrocardiográfica (durante 12 latidos) de un voluntario, y se almacenaron estos datos en un archivo en el computador.
- Se copiaron los datos obtenidos, en la memoria flash del microcontrolador de la tarjeta arduino
- Se Implementó un programa que permitiera a la tarjeta arduino leer los datos almacenados en la flash y enviarlos cada 2ms mediante el puerto serial al modulo bluetooth. El programa desarrollado para el simulador se presenta en el Anexo 5.4.



A



Made with Fritzing.org

B

Figura 50 Hardware del sistema de simulación de paciente + electrocardiógrafo

La realización y resultados de las pruebas realizadas a la aplicación se muestran en el apartado 3 del capítulo de resultados (6).

Capitulo 6. Resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos tras haber concluido todas las fases de desarrollo del sistema; el orden en que se entregan los resultados es el mismo con el cual se estructuro el desarrollo del proyecto, entonces el capítulo se dividirá en 3 partes: diseño y construcción del prototipo de electrocardiógrafo, Resultados De La Etapa De Recepción Y Procesamiento De La Señal, y Resultados Del Desempeño De La Aplicación Para Android.

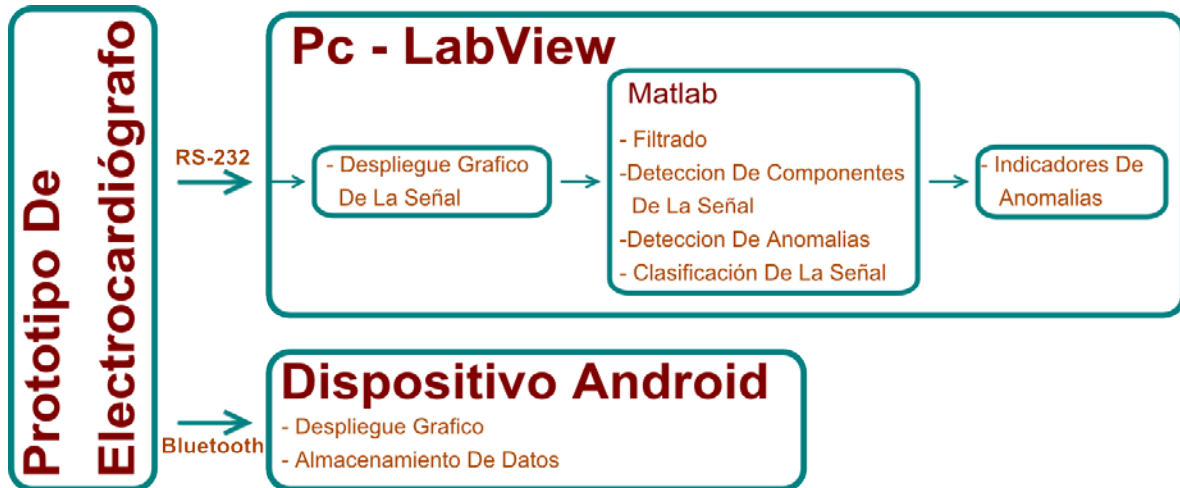


Figura 51 Diagrama general del sistema

6.1 Resultados De La Etapa De Diseño y Construcción Del Prototipo De Electrocardiógrafo

En esta etapa del proceso se obtuvo el diseño esquemático (Figura 52), el mapa de rutas y el prototipo ya construido (Figura 53), el correcto funcionamiento del prototipo obtenido se verifico realizando la obtención de potenciales de acción cardiacos en voluntarios, realizando su despliegue gráfico tanto en el instrumento virtual como en la aplicación para Android estos se muestran en la Figura 54 y en la Figura 55 respectivamente.

Prototipo De Electrocardiógrafo

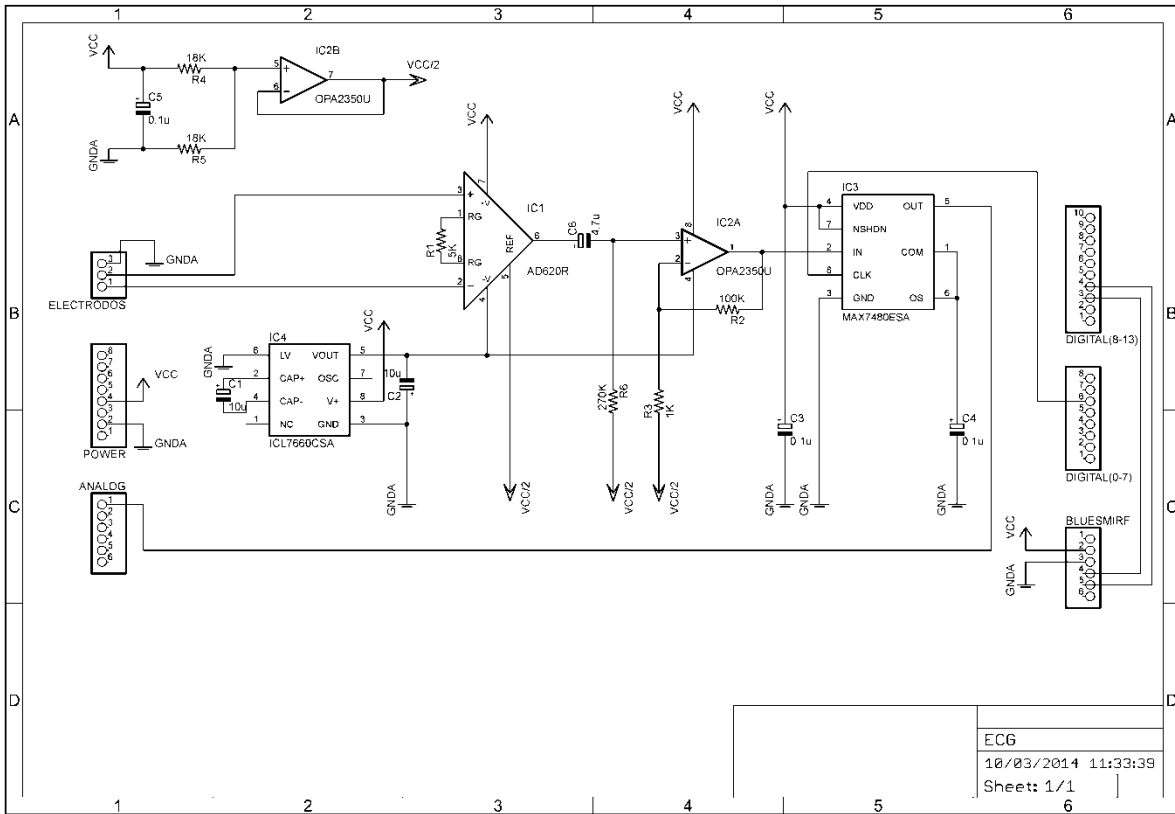
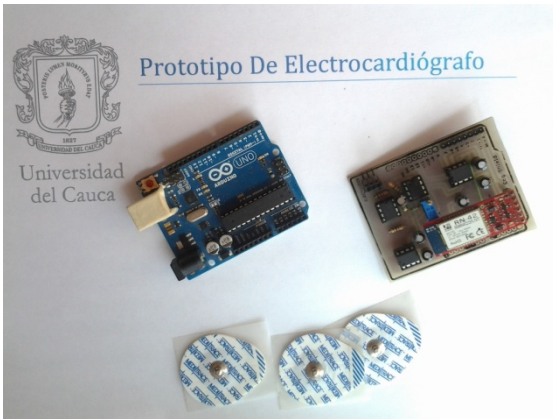
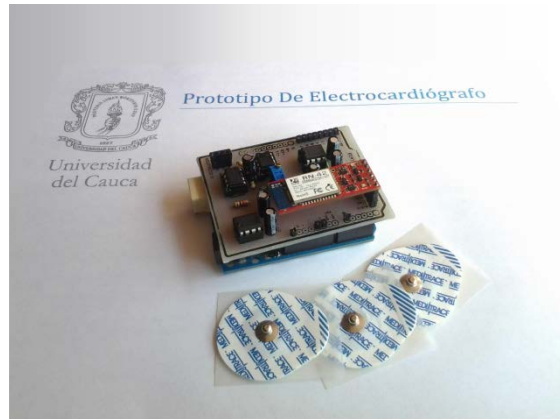


Figura 52 Diagrama esquemático del prototipo de electrocardiógrafo



A



B

Figura 53 (A) Electrodo, tarjeta de desarrollo arduino y el escudo de electrocardiografía. (B) electrodo y prototipo de electrocardiógrafo completo.

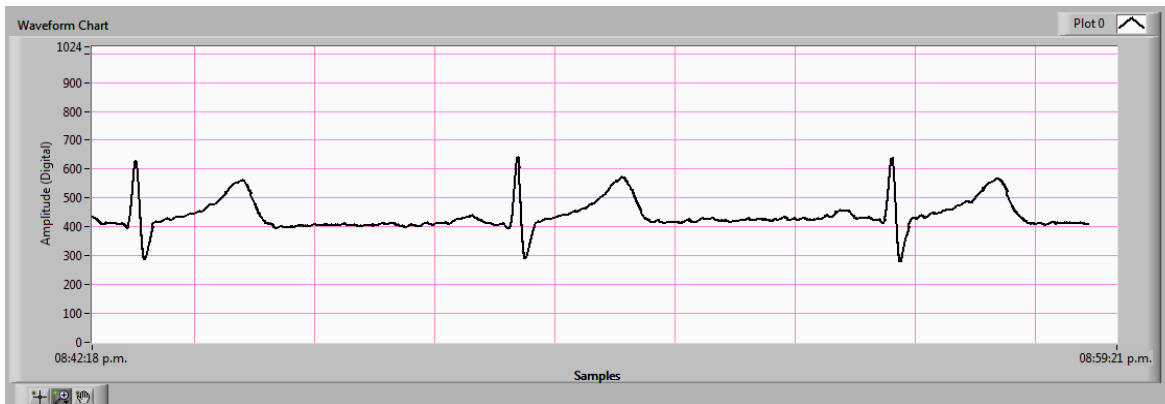


Figura 54 Despliegue gráfico en el instrumento virtual, de un potencial de acción cardiaco obtenido mediante el prototipo de electrocardiógrafo.



Figura 55 Despliegue gráfico en la aplicación para Android, de un potencial de acción cardiaco obtenido mediante el prototipo de electrocardiógrafo.

6.2 Resultados De La Etapa De Recepción Y Procesamiento De La Señal

Para la comprobación del funcionamiento del algoritmo y obtención de estos resultados se utilizaron las señales de la base de datos de electrocardiogramas de Physionet. [47]

Las señales en esta base de datos permitirán una evaluación de los métodos desarrollados de forma reproducible, automática, cuantitativa y estándar. Sin embargo, habrá que tener en cuenta que la utilización de una sola base de datos puede dar lugar a errores, al aplicar los métodos a el mundo real, ya que estos pueden haberse adaptado de una manera excesiva, al conjunto de datos utilizados en su desarrollo. Utilizando la base de datos Physionet se dispone de un conjunto de señales suficientemente amplio para llevar a cabo pruebas muy representativas, además de contar con un formato de datos abierto y común a todas ellas.[47]

Con las señales obtenidas a través de la base de datos de Physionet se disponen de 237 señales con infarto de Miocardio, 54 señales normales y 13 señales con arritmias, para un total de 304 señales, cada una con 60000 datos.

Al aplicar el filtro a la señal ECG, el resultado que se obtiene es más suave, y con esto se pudo ubicar las ondas Q, R, S y T de una forma adecuada.

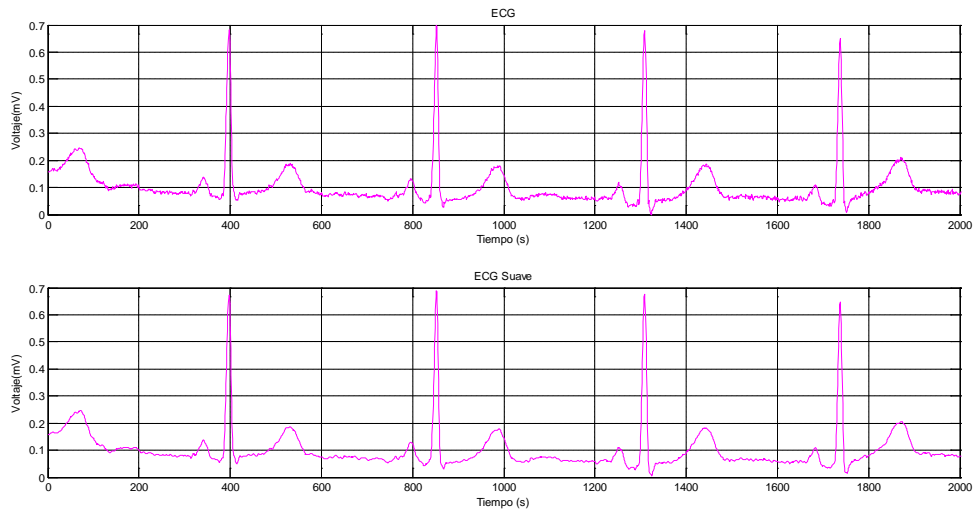


Figura 56 Señal ECG sin filtro y señal ECG suave (filtrada)

Después de que la señal ha sido filtrada se procede a ubicar en ella las locaciones de las ondas Q, R, S y T, las cuales han se almacenaron en vectores.

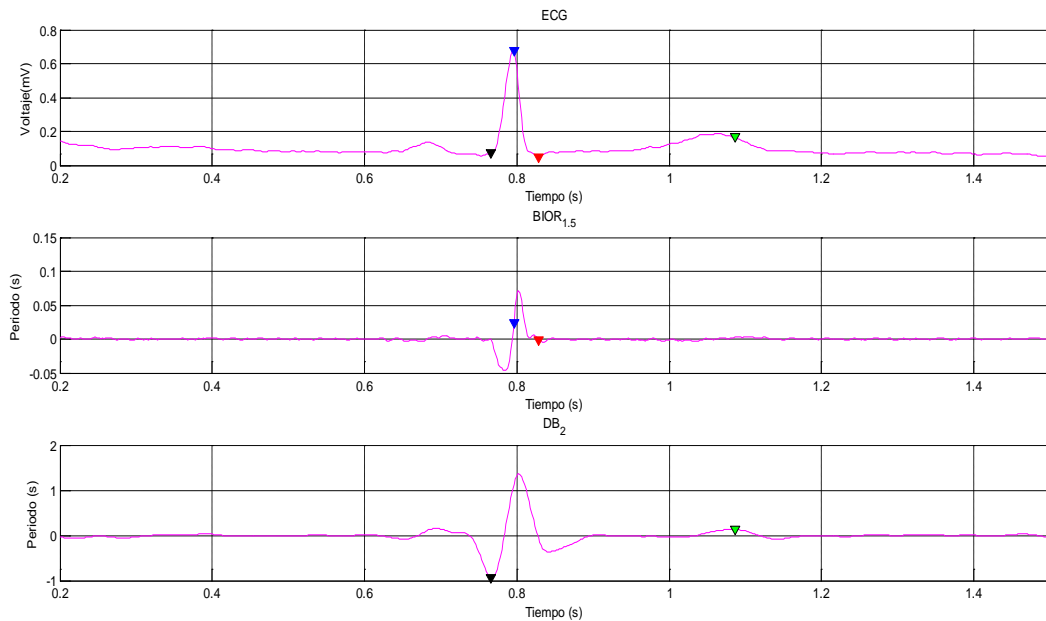


Figura 57 Detección de las ondas Q (Negro), R (Azul), S (Rojo), T (Verde) en la señal ECG, y las transformadas bior1.5 y db2 respectivamente.

6.2.1 Detección de Bradicardias

Cuando el algoritmo detecta que en la señal se da una bradicardia, cambia de color las locaciones en las cuales se ha dado dicha anomalía, para este caso cambia el color azul de las locaciones de las ondas R a un color azul más claro, tal como se ilustra en la Figura 58.

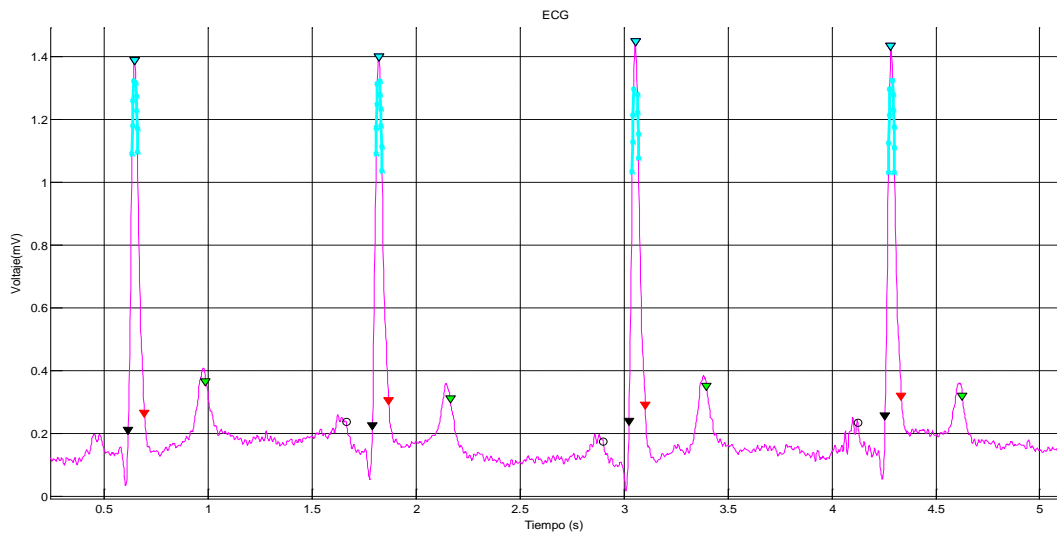


Figura 58 Detección de bradicardias en Matlab.

En Labview la identificación de bradicardias se da mediante un indicador led de color azul, el cual se enciende cuando la señal ECG presenta una bradicardia, así inmediatamente, si la señal ECG a evaluar presenta una bradicardia se encenderá dicho indicador, a su vez se enciende un led de color verde que representa que en la señal ECG no hay un posible infarto de miocardio, tal como se ilustra en la Figura 59, además se despliega una imagen Figura 58 en la cual se presentan todas las locaciones de los puntos característicos de la señal ECG para corroborar las locaciones donde se encuentran las anomalías.

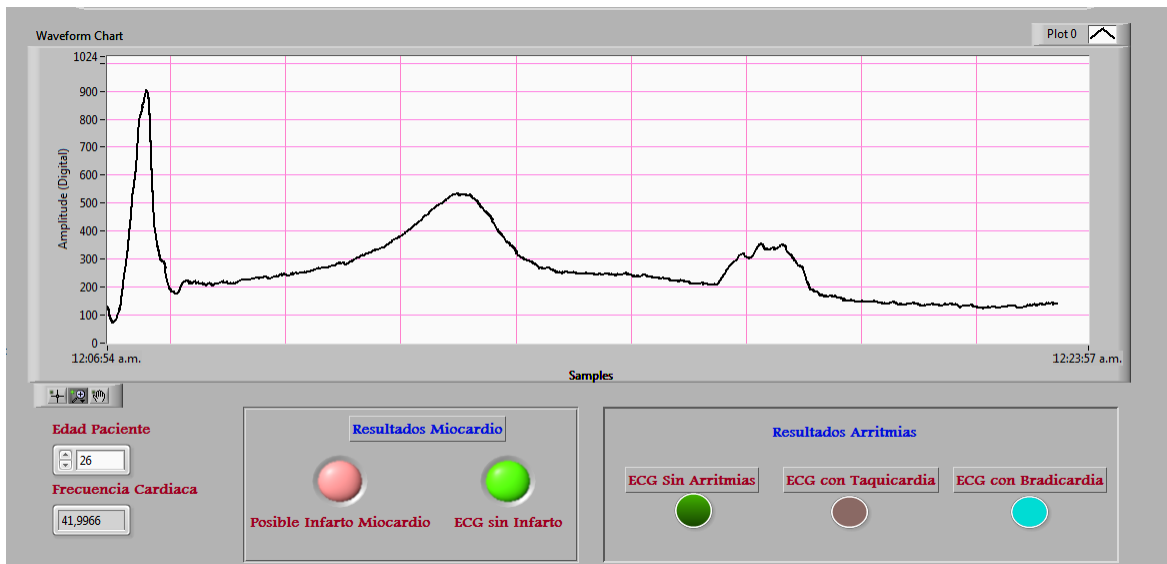


Figura 59 Detección de bradicardia en el panel frontal de Labview.

6.2.2 Detección de Taquicardias

Al igual que en la detección de una bradicardia, cuando se detecta que en la señal existe una taquicardia, cambia de color las locaciones en las cuales se ha presentado dicha anomalía, para este caso cambia el color de las locaciones de las ondas R a un color rojo, tal como se ilustra en la Figura 60.

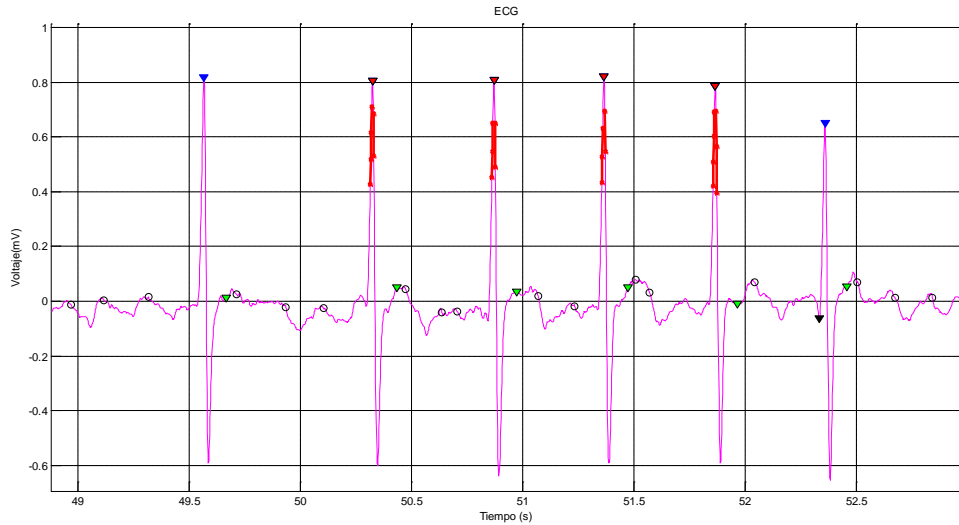


Figura 60 Detección de taquicardias en Matlab.

En Labview se activara un led indicador color naranja, cuando se detecte una taquicardia.

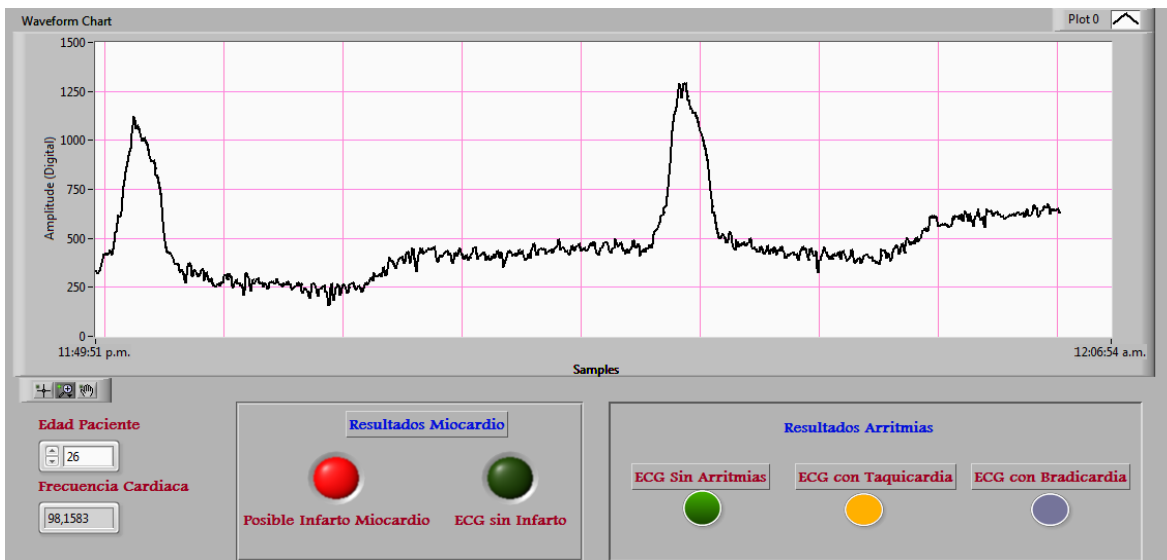


Figura 61 Detección de taquicardia en el panel frontal de Labview.

En la Tabla 3 se ilustran las señales tomadas de la base de datos de physionet, y sus respectivos valores de frecuencia calculados, las cuales presentan Arritmias.

Tabla 3 Señales con Arritmias.

Señal	Valor medio de la Frecuencia Cardiaca (BPM)	Anomalia
patient109-s0349lre	40.6887	Bradicardia
patient168-s0032_re	80.6819	Taquicardia

patient133-s0393lre	57.8422	Bradicardia
patient153-s0391lre	90.9094	Taquicardia
patient147-s0211_re	58.8949	Bradicardia
patient258-s0494_re	55.2799	Bradicardia
patient187-s0207_re	72.2998	Taquicardia
patient113-s0018cre	96.3842	Taquicardia
patient168-s0033_re	268.7308	Taquicardia
patient112-s0169_re	47.9976	Bradicardia
patient177-s0366lre	36.7986	Bradicardia
patient157-s0338lre	118.6037	Taquicardia
patient113-s0018lre	571.9423	Taquicardia
patient286-s0546_re	81.0071	Taquicardia
patient218-s0440_re	31.4960	Bradicardia

Los valores calculados para las frecuencias de las señales clasificadas en la base de datos de physionet se ilustran en la Tabla 8.

Se presentan los resultados y las estadísticas de las pruebas de detección de arritmias realizadas sobre las señales de la base de datos de physionet.

VERDADEROS POSITIVOS (TP): Cuando el algoritmo clasifica una señal como normal y esta es normal.

VERDADEROS NEGATIVOS (TN): cuando el algoritmo detecta la señal como irregular y en realidad la es irregular

FALSOS POSITIVOS (FP): Cuando el algoritmo detecto la señal como normal, pero en realidad esta contiene alguna irregularidad.

FALSOS NEGATIVOS (FN): Cuando el algoritmo detecta la señal como irregular pero en realidad la señal es normal.

Tabla 4 Prueba datos obtenidos de Arritmias

Señales	Condición	Condición Positiva	Condición Negativa
ECG Normal		TP = 14	FN = 2
ECG con Arritmia		FP = 3	TN = 10

A partir de estos datos se pudo calcular:

Sensibilidad (TPR): mide la proporción de positivos reales que se han identificado correctamente como tal.

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN} = 0.8235 * 100 = 87.50\% \quad (6.1)$$

Especificidad (SPC): Mide la precisión del algoritmo detectando condiciones negativas de manera acertada (En este caso la condición negativa equivale a señal con algún tipo de arritmia).

$$SPC = \frac{TN}{FP + TN} = 0.8333 * 100 = 76.92\% \quad (6.2)$$

Valor predictivo positivo (PPV): es la fracción de los datos recuperados que son relevantes a la necesidad de información del usuario.

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} = 0.875 * 100 = 82.35\% \quad (6.3)$$

Los valores predictivos positivos y negativos (NPV): son las proporciones de resultados positivos y negativos en las estadísticas y las pruebas de diagnóstico que son verdaderos positivos y negativos verdaderos.

$$NPV = \frac{TN}{TN + FN} = 0.7692 * 100 = 83.33\% \quad (6.4)$$

Accuracy (ACC): Mide la precisión general del algoritmo.

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + FP + FN + TN} = 0.8275 * 100 = 82.75\% \quad (6.5)$$

De los anteriores datos estadísticos tenemos que, del total de analizadas:

El algoritmo detecta el 82.35% de la cantidad de señales analizadas como señales normales indicando que muchos de los resultados son detectados como verdaderos positivos, y que a su vez 17.65% son valores detectados como falsos positivos.

El algoritmo detecta correctamente la presencia de algún tipo de arritmia en un 83.33% de las señales analizadas con arritmias, indicando que muchos de los resultados son detectados como verdaderos positivos, y que a su vez 16.67% son valores detectados como falsos positivos.

El algoritmo clasifico (en normales y arritmicas) correctamente el 87.50% de la cantidad de señales con las que se realizaron pruebas, indicando que la gran mayoría de los resultados son detectados

como verdaderos positivos, y verdaderos negativos y que el 12.5% son resultados clasificados como falsos positivos y/o falsos negativos.

Se obtiene que el algoritmo tiene una precisión en la clasificación de señales (entre normales y arrítmicas), del 82.75%.

Tabla 5 Prueba datos obtenidos de señales con Bradicardias

Señales	Condición	Condición Positiva	Condición Negativa
ECG Normal		TP = 14	FN = 2
ECG con Arritmia		FP = 0	TN = 6

Con los datos de la Tabla 5 se obtuvieron las estadísticas presentadas en la Tabla 6.

Tabla 6 Resultados estadísticos señales con Bradicardias.

TPR	SPC	PPV	NPV	ACC
87.5%	100%	100%	75.0%	90.91%

A partir de los anteriores datos estadísticos, se tiene que:

El algoritmo clasifica correctamente el 87.5% de las señales de las señales normales como normales y erróneamente el 12.5% señalándolas como irregulares.

El algoritmo clasifica el 100% de las señales con bradicardia como señales irregulares.

Se obtiene que el algoritmo tiene una precisión del 90.91% en cuanto a la clasificación de señales normales y señales con bradicardias.

No se incluyen resultados estadísticos sobre la clasificación de señales con taquicardia y ritmo irregular, debido a la escasa cantidad de muestras (con este tipo de condiciones) con las que se conto.

6.2.3 Detección De Infarto De Miocardio

Utilizando el método LDA (fisher's linear discriminant analysis) [45] para realizar la clasificación entre las dos muestras (Señales normales y señales con infarto de miocardio) se obtuvo el vector con el cual se hicieron los discriminantes y/o criterios de selección. Dicho vector es:

$$V = [-0.0026 \quad -0.000 \quad -0.0002 \quad 0.2220 \quad -0.4668] \quad (6.6)$$

Para la detección de un infarto de miocardio se utilizó la información suministrada por el vector (4.39) y el valor central calculado que fue de $t = 0.1683$. Así se obtuvo como criterio de selección para infarto que:

$$\text{Si : } \left\{ \begin{array}{l} y = V * C1' > t, \text{ Hay un infarto de miocardio} \\ y = V * C1' < t, \text{ Señal ECG normal.} \end{array} \right\} \quad (6.7)$$

Donde C1 es un vector de conjunto de variables medidas y el cual está compuesto de los siguientes valores:

$$C = [\text{mean RS} \quad \text{mean RQ} \quad \text{mean RT} \quad \text{mean AMRQ} \quad \text{mean AMRT}] \quad (6.8)$$

Estos valores se calculan para cada una de las señales y los resultados obtenidos se ilustran en la Tabla 7 y en la Tabla 8.

Tabla 7 Señales con infarto de miocardio

Nombre Señal	QR	RS	RT	Amp_QR	Amp_RS	Amp_RT
patient001-s0010_re	0.2524	0.0622	0.1378	0.5528	0.7092	0.4220
patient002-s0015lre	0.0667	0.0217	0.1875	0.2366	0.5358	0.2209
patient003-s0017lre	0.0632	0.0328	0.2670	0.5208	0.6137	0.3499
patient004-s0020are	0.8603	0.0350	0.3699	0.9243	0.8378	0.7742
patient004-s0020bre	0.6889	0.0355	0.4748	0.9375	0.8523	0.7883
patient005-s0021are	0.0532	0.0278	2.2991	0.5393	0.6214	0.4681
patient005-s0021bre	0.0471	0.0280	1.0011	0.5801	0.6650	0.5215
patient005-s0025lre	0.0442	0.0267	3.0160	0.4503	0.5668	0.3687
patient005-s0031lre	0.0383	0.0238	0.1061	0.2220	0.4053	0.1811
patient006-s0022lre	0.0564	0.0373	0.2865	0.9707	0.9719	0.8753
patient006-s0027lre	0.0633	0.0387	5.9563	0.8305	0.8317	0.8031
patient006-s0064lre	0.1366	0.0382	0.2935	0.7740	0.7767	0.6724
patient007-s0038lre	0.0664	0.0338	1.7002	0.5049	0.5183	0.3114
patient009-s0035_re	0.2159	0.1201	0.2591	0.2380	0.3252	0.1780
patient011-s0039lre	0.0495	0.0324	0.2848	0.7543	0.8701	0.6370
patient011-s0044lre	0.0539	0.0321	0.2777	0.6773	0.7476	0.5155
patient011-s0049lre	0.0499	0.0305	0.2727	0.5917	0.7156	0.4679
patient011-s0067lre	0.1046	0.0326	0.2858	0.6849	0.7366	0.4599
patient012-s0043lre	0.0973	0.0322	0.3285	0.8908	0.9411	0.6835
patient013-s0045lre	0.0505	0.0324	0.4131	0.7640	0.8252	0.7291
patient013-s0051lre	0.1476	0.0330	19.9920	0.5956	0.6285	0.4259
patient013-s0072lre	0.0723	0.0331	0.2723	0.6335	0.6584	0.5769

patient014-s0046lre	0.0497	0.0315	0.4449	1.3668	1.3170	1.1210
patient014-s0056lre	0.0979	0.0332	0.2493	1.2550	1.1677	1.1083
patient015-s0047lre	0.0986	0.0904	0.2260	1.0855	1.4149	1.0694
patient015-s0057lre	0.0545	0.0343	0.3545	1.2704	1.2685	1.1341
patient015-s0152lre	1.2814	0.0368	0.2613	1.4825	1.3419	1.1746
patient016-s0060lre	3.7101	0.0384	0.2818	1.1516	1.0610	0.9859
patient019-s0070lre	0.0519	0.0338	0.3311	1.1600	1.2030	0.9993
patient019-s0077lre	0.0539	0.0346	0.3189	1.1709	1.1856	0.9533
patient020-s0069lre	5.1128	0.0426	0.4248	0.9193	0.8104	0.8220
patient020-s0079lre	0.6159	0.0495	0.2990	0.7120	0.6392	0.6190
patient021-s0065lre	0.0421	0.0339	0.5632	0.5935	0.6303	0.4866
patient021-s0073lre	0.0603	0.0395	0.2737	0.5638	0.6478	0.4642
patient022-s0066lre	0.0700	0.0283	0.2827	0.5831	0.7736	0.3116
patient022-s0074lre	0.0387	0.0278	0.2828	0.5758	0.7660	0.2603
patient022-s0149lre	0.0680	0.0286	0.2790	0.6449	0.8393	0.3216
patient023-s0080lre	0.0804	0.0343	0.2899	0.9576	1.0202	0.8162
patient023-s0081lre	0.3312	0.0362	0.2758	1.0045	1.0182	0.7807
patient024-s0083lre	0.0701	0.0293	0.2718	0.5825	0.6128	0.3723
patient024-s0084lre	0.0719	0.0277	0.2721	0.6767	0.7094	0.4156
patient024-s0086lre	0.0682	0.0285	0.2766	0.6166	0.6463	0.4412
patient024-s0094lre	0.0573	0.0278	14.8014	0.6621	0.7613	0.6324
patient025-s0087lre	0.0795	0.0296	0.1689	0.4069	0.5089	0.3713
patient025-s0091lre	0.1000	0.0308	0.1665	0.4732	0.5822	0.4885
patient025-s0150lre	0.0562	0.0334	0.2674	0.6447	0.7821	0.5975
patient026-s0088lre	0.0657	0.0427	0.3002	1.0969	1.0986	0.9221
patient026-s0095lre	0.0689	0.0531	0.3182	0.9107	0.9758	0.7528
patient027-s0096lre	1.4141	0.0398	0.2057	0.5743	0.3729	0.3210
patient028-s0090lre	0.0798	0.0338	0.5487	0.9012	0.9778	0.7351
patient028-s0093lre	0.0941	0.0327	0.9573	0.7997	0.9249	0.6411
patient028-s0108lre	0.1019	0.0331	0.2901	0.7794	0.8578	0.6615
patient029-s0092lre	0.0508	0.0281	0.2996	0.5514	0.7356	0.4637
patient029-s0098lre	0.0423	0.0300	4.3189	0.4060	0.5229	0.6262
patient030-s0117lre	7.4680	0.0368	0.2443	0.5839	0.4981	0.5759
patient030-s0153lre	0.7505	0.0499	0.2988	0.6467	0.6201	0.6269
patient031-s0100lre	0.5532	0.0353	0.2444	0.9405	0.9145	0.7320
patient031-s0104lre	0.4780	0.0362	0.2577	0.8581	0.8115	0.6725
patient031-s0114lre	0.6440	0.3860	0.6020	0.1382	0.2037	0.0345
patient031-s0127lre	0.9140	0.0361	0.2636	0.9254	0.8899	0.6362
patient032-s0102lre	0.1017	0.0319	0.5952	0.6344	0.6040	0.5614
patient032-s0106lre	0.0499	0.0308	0.6082	1.1146	1.1406	0.9826
patient032-s0115lre	0.8109	0.0336	0.6398	0.9620	0.8659	0.8156

patient033-s0105lre	1.1652	0.0367	0.6085	0.7670	0.7210	0.5986
patient033-s0121lre	2.0381	0.0363	0.3603	0.8086	0.7585	0.7353
patient034-s0158lre	0.0808	0.0345	0.2519	0.6545	0.6550	0.4525
patient035-s0110lre	0.0579	0.0335	0.3073	0.8731	0.8878	0.7780
patient035-s0119lre	0.5259	0.0355	0.2827	0.9558	0.9234	0.7777
patient035-s0124lre	0.0483	0.0325	0.2738	0.7586	0.7812	0.6208
patient035-s0145lre	0.0515	0.0323	0.3439	0.6959	0.6943	0.6027
patient036-s0111lre	0.0620	0.0317	0.2665	0.4280	0.4706	0.3960
patient036-s0116lre	0.0606	0.0326	2.4123	0.5340	0.5796	0.4651
patient036-s0126lre	0.0615	0.0327	1.0828	0.5757	0.6295	0.5567
patient038-s0128lre	0.0779	0.0175	0.0987	0.2762	0.6424	0.2568
patient038-s0162lre	0.0823	0.0250	13.6883	0.4643	0.5169	0.2829
patient039-s0129lre	0.0582	0.0291	0.4627	0.4690	0.5604	0.4578
patient039-s0134lre	0.0653	0.0286	0.6243	0.4402	0.5693	0.4407
patient040-s0130lre	0.0491	0.0302	0.2757	0.4714	0.6019	0.4001
patient040-s0131lre	0.0499	0.0324	0.2682	0.4853	0.5091	0.2345
patient040-s0219lre	0.0618	0.0304	0.2874	0.4994	0.6084	0.3523
patient041-s0132lre	0.1650	0.0590	0.5178	0.7343	0.6360	0.5191
patient041-s0136lre	0.9911	0.0599	0.5275	0.8218	0.6484	0.5278
patient041-s0138lre	0.2994	0.0626	0.2703	0.6488	0.5174	0.3895
patient041-s0276lre	1.9239	0.0590	0.2655	0.5883	0.4607	0.3411
patient042-s0137lre	0.0485	0.0346	1.0701	0.3538	0.3750	0.2769
patient042-s0140lre	0.0684	0.0334	1.1127	0.3154	0.3225	0.2763
patient042-s0347lre	0.0639	0.0340	0.2788	0.3556	0.3633	0.2009
patient043-s0141lre	0.3357	0.0377	0.5166	0.7924	0.7827	0.6741
patient043-s0144lre	0.8653	0.0373	0.2990	0.6888	0.6863	0.5396
patient043-s0278lre	0.7111	0.0420	0.2714	0.6089	0.5939	0.4484
patient044-s0142lre	0.0571	0.0338	14.7997	0.5092	0.5766	0.2548
patient044-s0143lre	0.0409	0.0353	0.9116	0.4975	0.5398	0.4561
patient044-s0159lre	0.2688	0.0378	0.7321	0.4142	0.4034	0.3386
patient045-s0217lre	0.0509	0.0303	0.2537	0.6433	0.6635	0.4032
patient046-s0168lre	0.0530	0.0343	1.4880	0.9575	1.0535	0.9574
patient046-s0184lre	0.0610	0.0345	0.6860	1.0157	1.0733	0.9619
patient047-s0160lre	0.0660	0.0384	0.2876	1.0208	1.1773	1.0677
patient047-s0163lre	0.0679	0.0343	0.2555	0.6747	0.8879	0.8277
patient048-s0180lre	0.0676	0.0351	1.2291	0.4065	0.5132	0.4486
patient049-s0178lre	0.0603	0.0287	0.2673	0.4787	0.5296	0.2691
patient049-s0186lre	0.0710	0.0296	0.3090	0.5000	0.5262	0.2267
patient049-s0314lre	0.0614	0.0304	0.2889	0.5983	0.6681	0.3319
patient050-s0174lre	0.1308	0.0340	0.2692	0.5362	0.5742	0.2811
patient050-s0215lre	0.1238	0.0381	0.3115	0.6785	0.6770	0.3530

patient051-s0179lre	0.0486	0.0345	0.9584	1.3200	1.3791	1.1616
patient051-s0181lre	0.4950	0.0367	0.3030	1.5864	1.4892	1.0768
patient051-s0187lre	0.4833	0.0368	0.3128	1.6693	1.5739	1.1461
patient051-s0213lre	0.0702	0.0361	0.2832	1.4659	1.4602	1.0756
patient052-s0190lre	0.0569	0.0332	0.2603	0.8307	0.8766	0.7405
patient055-s0194lre	0.7496	0.0341	12.0419	0.7292	0.7450	0.7646
patient058-s0216lre	0.0623	0.0381	5.4244	1.0297	1.0234	0.8847
patient061-s0210lre	0.0543	0.0361	0.2289	0.6307	0.6189	0.5364
patient063-s0214lre	0.1735	0.0429	0.5753	0.4959	0.4694	0.4808
patient064-s0220lre	0.0525	0.0278	1.3286	0.6151	0.6626	0.5231
patient065-s0226lre	0.0660	0.0335	0.2818	0.6346	0.7344	0.4419
patient065-s0229lre	0.0669	0.0333	0.2954	0.6303	0.7245	0.4325
patient065-s0282lre	0.0904	0.0321	0.3300	0.6570	0.7424	0.3417
patient066-s0225lre	0.0391	0.0359	0.3285	0.8516	0.8998	0.7836
patient066-s0231lre	0.0636	0.0366	0.4924	0.9211	0.9766	0.8692
patient066-s0280lre	0.0781	0.0361	0.3006	0.8077	0.7871	0.6783
patient068-s0228lre	0.0528	0.0285	0.2078	0.8967	1.1116	0.8294
patient069-s0232lre	0.0792	0.0266	0.1985	0.3476	0.4515	0.3631
patient069-s0233lre	0.0746	0.0261	0.1055	0.4327	0.6057	0.4402
patient069-s0234lre	0.0781	0.0276	0.1434	0.4597	0.5695	0.4351
patient069-s0284lre	0.0807	0.0299	0.3112	0.4202	0.4659	0.2912
patient072-s0237lre	0.5424	0.0336	0.2612	0.4194	0.4003	0.2497
patient072-s0240lre	0.9224	0.0388	0.3098	0.6855	0.6526	0.4944
patient072-s0244lre	1.1366	0.0378	0.3261	0.6904	0.6307	0.4473
patient073-s0238lre	0.1606	0.0491	0.3190	0.8417	0.8399	0.8723
patient073-s0243lre	0.0649	0.0334	0.2963	0.7884	0.8307	0.8280
patient073-s0249lre	0.0726	0.0332	0.2661	0.7959	0.8463	0.9114
patient073-s0252lre	0.0952	0.0349	0.9522	0.7814	0.7818	0.7939
patient074-s0239lre	0.3400	0.0373	0.2771	0.8815	0.8708	0.8249
patient075-s0246lre	0.0759	0.0393	0.2668	1.3090	1.2087	0.9216
patient075-s0248lre	0.0782	0.0377	0.2688	1.2442	1.1357	0.8642
patient076-s0247lre	0.0342	0.0314	0.1872	0.4080	0.4198	0.4578
patient076-s0253lre	0.0551	0.0246	0.1725	0.2742	0.3085	0.2842
patient076-s0319lre	0.0501	0.0297	0.2412	0.4464	0.4746	0.3655
patient077-s0251lre	0.0411	0.0247	0.2241	0.6783	0.7759	0.2835
patient077-s0254lre	0.0567	0.0264	0.2455	0.5917	0.7009	0.4222
patient078-s0255lre	0.1030	0.0282	0.1068	0.4602	0.8087	0.5210
patient078-s0262lre	0.0662	0.0269	0.1028	0.4799	0.9180	0.4975
patient079-s0256lre	0.5116	0.1001	0.2343	0.3550	0.3607	0.6388
patient080-s0261lre	0.0459	0.0310	0.2473	1.3492	1.4994	1.1151
patient080-s0265lre	1.7625	0.0336	0.2989	1.3996	1.3359	0.9338

patient080-s0315lre	0.0513	0.0297	0.2685	1.3452	1.4648	1.0150
patient081-s0266lre	0.0685	0.0339	0.9834	0.9329	1.0784	0.8395
patient081-s0270lre	0.0628	0.0337	3.3511	0.8151	0.9431	0.8007
patient081-s0346lre	0.0557	0.0308	0.9694	0.8669	1.0873	0.7762
patient082-s0267lre	0.0678	0.0392	0.3067	1.2255	1.1704	1.1014
patient082-s0320lre	0.0831	0.0266	15.4533	0.4195	0.5667	0.4443
patient083-s0268lre	0.0647	0.0236	0.1032	0.7144	1.1851	0.6782
patient083-s0272lre	0.0544	0.0220	5.5569	0.6046	1.0662	0.5323
patient083-s0286lre	0.0786	0.0242	0.1036	0.8196	1.2316	0.7611
patient083-s0290lre	0.0834	0.0251	0.1256	0.8181	1.1642	0.7508
patient084-s0281lre	0.0395	0.0261	0.5316	0.3378	0.4543	0.2511
patient084-s0288lre	0.0607	0.0309	2.0028	0.5465	0.6414	0.4452
patient084-s0289lre	0.0642	0.0298	1.2479	0.5847	0.6979	0.4675
patient084-s0313lre	0.0747	0.0314	7.7194	0.4723	0.5524	0.3350
patient085-s0296lre	0.0640	0.0438	0.2850	1.1562	1.1087	0.9800
patient085-s0298lre	0.3592	0.0436	0.3402	1.1695	1.0864	0.8384
patient085-s0345lre	0.1250	0.0413	0.2947	1.0080	0.9693	0.7623
patient086-s0316lre	0.0521	0.0352	0.5423	0.9045	0.8834	0.7829
patient087-s0321lre	0.7153	0.0406	8.4516	0.7344	0.7076	0.6161
patient087-s0330lre	0.1261	0.0378	0.2571	0.7918	0.8399	0.7069
patient088-s0339lre	0.0587	0.0298	0.2436	0.5873	0.6915	0.4740
patient088-s0343lre	0.0713	0.0298	0.2756	0.7190	0.8250	0.6258
patient088-s0352lre	0.0664	0.0293	0.5412	0.5855	0.6671	0.4896
patient088-s0413lre	0.0509	0.0267	0.6343	0.5134	0.6416	0.4843
patient089-s0344lre	0.0666	0.0313	0.3314	1.1560	1.2467	1.0205
patient089-s0355lre	0.0689	0.0317	0.2715	1.2807	1.3864	1.1339
patient089-s0359lre	0.0671	0.0306	0.2881	1.2058	1.2799	0.9127
patient089-s0372lre	0.0612	0.0318	0.2850	1.1309	1.2711	0.9311
patient090-s0356lre	1.1038	0.0369	0.3048	0.9496	0.8236	0.6580
patient090-s0360lre	0.4423	0.0376	0.3221	1.0737	0.9520	0.7204
patient091-s0353lre	0.0926	0.0426	0.1712	0.5866	0.6039	0.7539
patient091-s0357lre	0.0888	0.0408	0.1469	0.3822	0.4731	0.5625
patient091-s0361lre	0.0882	0.0418	0.1493	0.4831	0.5925	0.7615
patient091-s0408lre	0.0930	0.0431	0.1775	0.4113	0.5474	0.6274
patient092-s0354lre	0.0617	0.0254	0.2312	0.4185	0.5917	0.3634
patient092-s0358lre	0.0618	0.0279	0.3472	0.5296	0.6170	0.4167
patient092-s0362lre	0.0614	0.0287	0.2846	0.4784	0.5432	0.3388
patient092-s0411lre	0.0708	0.0281	0.2993	0.3991	0.4614	0.2597
patient093-s0367lre	0.0507	0.0320	0.2548	0.6705	0.8137	0.4542
patient093-s0371lre	0.0612	0.0338	0.2587	0.7495	0.8039	0.4726
patient093-s0375lre	0.0655	0.0330	0.2780	0.8088	0.9053	0.4122

patient093-s0378lre	0.0666	0.0324	0.2724	0.7457	0.8384	0.3507
patient093-s0396lre	0.0577	0.0327	0.2607	0.6468	0.7490	0.3053
patient094-s0368lre	0.0765	0.0335	0.6749	0.3628	0.3680	0.2827
patient094-s0370lre	0.0306	0.0369	0.5010	0.4657	0.4731	0.4607
patient095-s0369lre	0.0567	0.0290	0.2213	0.4217	0.4990	0.2614
patient095-s0377lre	0.4031	0.0347	0.2517	0.4752	0.4447	0.2173
patient095-s0417lre	0.0645	0.0330	0.2378	0.4709	0.4705	0.2386
patient096-s0379lre	0.0476	0.0308	1.0934	0.7563	0.9075	0.7392
patient096-s0381lre	0.0543	0.0305	2.4321	0.7611	0.9491	0.7029
patient096-s0385lre	0.0723	0.0307	4.4454	0.8500	1.0383	0.9765
patient096-s0395lre	0.0805	0.0311	1.3627	0.6481	0.7517	0.6312
patient097-s0382lre	0.1671	0.0684	0.2156	0.2869	0.3202	0.3252
patient097-s0384lre	0.2460	0.0573	0.1844	0.2215	0.2448	0.2385
patient098-s0386lre	0.0420	0.0308	0.2452	0.5775	0.5876	0.3817
patient098-s0389lre	0.0774	0.0323	0.2970	0.6148	0.6001	0.3663
patient099-s0387lre	0.0410	0.0288	0.2261	0.3462	0.4259	0.2548
patient099-s0388lre	0.0440	0.0334	5.8370	0.2814	0.2800	0.2130
patient099-s0419lre	0.0570	0.0328	0.2555	0.3970	0.4477	0.3244
patient100-s0401lre	0.0540	0.0482	0.2926	1.1301	1.2554	1.1115
patient101-s0400lre	0.0500	0.0381	21.7901	0.6300	0.6239	0.6251
patient102-s0416lre	0.0475	0.0376	0.3056	0.6734	0.8456	0.6464
patient103-s0332lre	0.1013	0.0397	0.4141	0.7187	0.7299	0.7294
patient108-s0013_re	0.0536	0.0262	0.1257	0.2487	0.4907	0.2598
patient135-s0334lre	0.0715	0.0435	0.2499	1.4136	1.5195	1.3720
patient138-s0005_re	0.0687	0.0509	0.2655	0.7081	0.7200	0.5936
patient140-s0019_re	0.0733	0.0504	0.2971	0.9906	1.0240	1.0121
patient141-s0307lre	0.0575	0.0349	0.2985	0.5950	0.6315	0.4652
patient145-s0201_re	0.1172	0.0386	0.1293	0.3204	0.5756	0.2745
patient149-s0202bre	0.4225	0.0768	0.2023	0.2522	0.2233	0.2059
patient152-s0004_re	0.0947	0.0215	0.1305	0.3826	0.6322	0.3750
patient158-s0294lre	0.0650	0.0351	0.2626	0.7774	0.8084	0.9492
patient158-s0295lre	0.0687	0.0356	0.2658	0.7805	0.8052	0.9480
patient160-s0222_re	0.1042	0.0393	0.3985	1.1656	1.4646	1.3636
patient163-s0034_re	0.0508	0.0410	1.9734	0.6763	0.6836	0.6690
patient193-s0008_re	0.1288	0.0450	0.3144	0.4821	0.8068	0.7603
patient195-s0337lre	0.0586	0.0343	1.5596	1.7636	2.0320	1.7568
patient197-s0350lre	0.0960	0.0388	0.1348	0.6489	0.8661	0.6532
patient197-s0403lre	0.1004	0.0404	0.1324	0.6148	0.8294	0.6217
patient205-s0426_re	0.0912	0.0360	0.1275	0.6989	0.9788	0.6508
patient207-s0428_re	0.0964	0.0430	0.2931	0.5227	0.7132	0.6944
patient226-s0449_re	0.0821	0.0338	0.3129	0.9238	0.9573	0.8463

patient259-s0495_re	0.0822	0.0409	0.3060	0.7991	0.7959	0.4674
patient270-s0507_re	0.0653	0.0279	0.4181	0.3782	0.4301	0.3663
patient273-s0511_re	0.1180	0.0347	2.2498	0.9393	0.9334	0.9101
patient274-s0512_re	0.0888	0.0273	0.3569	0.5537	0.8381	0.4993
patient282-s0539_re	0.0861	0.0196	0.5868	0.1844	0.3862	0.1787
patient283-s0542_re	0.1550	0.0295	0.1158	0.3867	0.7153	0.4249
patient287-s0547_re	0.1249	0.0360	0.2767	0.9195	0.8829	0.7887
patient287-s0548_re	0.0671	0.0360	0.2671	0.8314	0.8061	0.7022
patient292-s0556_re	0.0731	0.0455	0.1716	0.6153	0.5515	0.6949
patient293-s0558_re	1.1763	0.0361	0.3430	1.1442	1.0960	1.1382

Tabla 8 Señales Normales

Nombre Señal	QR	RS	RT	Amp_QR	Amp_RS	Amp_RT	Heart Rate
patient104-s0306lre	0.0951	0.0328	0.2911	0.6205	0.6459	0.5037	61.6055
patient105-s0303lre	0.0589	0.0296	0.2604	0.4942	0.5805	0.2581	75.7530
patient116-s0302lre	0.0795	0.0233	0.2699	0.4369	0.6085	0.2706	61.0710
patient117-s0291lre	0.0649	0.0349	0.2662	0.8214	0.7375	0.4803	67.0499
patient117-s0292lre	0.0665	0.0351	0.2608	0.8280	0.7358	0.4858	68.0796
patient121-s0311lre	0.0510	0.0320	0.2571	1.2895	1.2637	1.0002	86.5118
patient131-s0273lre	0.0440	0.0293	0.2348	0.9267	1.0125	0.7253	102.1705
patient150-s0287lre	0.0666	0.0345	0.2902	0.9476	0.8766	0.5365	69.1874
patient155-s0301lre	0.0598	0.0286	0.2321	0.4076	0.5641	0.3066	78.0857
patient156-s0299lre	0.0816	0.0221	0.0962	0.2495	0.5692	0.2033	70.8402
patient165-s0323lre	1.0139	0.0391	0.2892	0.6576	0.5732	0.3102	58.7752
patient166-s0275lre	0.0475	0.0317	0.3023	1.3587	1.6250	0.7983	59.6836
patient169-s0329lre	1.1263	0.0383	0.3044	0.9766	0.9088	0.7188	57.4782
patient170-s0274lre	0.0487	0.0284	0.2497	0.6266	0.7902	0.4792	94.2660
patient172-s0304lre	0.0690	0.0364	0.3161	0.8107	0.8979	0.5794	66.9851
patient174-s0300lre	0.0631	0.0249	0.2662	0.3443	0.5238	0.1497	76.4150
patient174-s0325lre	0.0469	0.0251	0.2804	0.2658	0.4623	0.0737	68.3528
patient180-s0475_re	0.0623	0.0294	0.2480	0.4457	0.4739	0.2522	70.7055
patient180-s0477_re	0.0687	0.0294	0.2555	0.3982	0.4230	0.2291	67.3491
patient182-s0308lre	0.0620	0.0293	0.2736	0.7115	0.7788	0.4783	72.5631
patient184-s0363lre	8.4674	0.0364	0.2745	0.9883	1.0064	0.9400	85.4200
patient185-s0336lre	0.0800	0.0271	0.1026	0.3864	0.8087	0.3516	32.3845
patient214-s0436_re	0.0524	0.0251	0.2078	0.4298	0.7098	0.2207	99.4894
patient233-s0457_re	0.0844	0.0317	0.2295	0.3308	0.5306	0.1294	56.7192
patient233-s0458_re	0.0887	0.0322	0.1809	0.3391	0.5398	0.1930	59.0554
patient233-s0459_re	0.0794	0.0323	0.1762	0.3405	0.5434	0.2109	58.7123

patient233-s0483_re	0.1161	0.0293	0.1114	0.3421	0.6748	0.2887	55.8946
patient234-s0460_re	0.0993	0.0274	0.2708	0.3922	0.6225	0.1665	54.6943
patient235-s0461_re	0.0671	0.0307	0.2801	1.0950	1.0642	0.6249	66.3591
patient236-s0462_re	0.5491	0.0310	0.3091	0.5446	0.4664	0.2511	61.7797
patient236-s0463_re	0.4326	0.0308	0.3116	0.5434	0.4767	0.2662	63.5666
patient238-s0466_re	0.2407	0.0319	0.2727	1.0360	1.0064	0.7652	77.3293
patient240-s0468_re	0.0568	0.0294	0.2668	0.3368	0.4430	0.1832	78.0507
patient241-s0470_re	0.9248	0.0383	0.2856	1.0179	0.8018	0.5771	56.1891
patient242-s0471_re	0.0684	0.0218	0.0997	0.2810	0.6415	0.2418	72.7903
patient243-s0472_re	0.0488	0.0306	0.2404	0.4377	0.5498	0.2466	93.6731
patient245-s0474_re	0.0866	0.0331	0.2652	0.6929	0.7180	0.5041	78.3980
patient245-s0480_re	0.0859	0.0311	0.2819	0.5852	0.6633	0.4330	60.9860
patient246-s0478_re	0.0854	0.0284	0.3008	0.7185	0.8614	0.5037	57.1588
patient247-s0479_re	0.0580	0.0282	0.1860	0.6330	0.7966	0.5594	86.9018
patient260-s0496_re	0.0760	0.0306	0.2676	0.3663	0.3735	0.2021	60.6337
patient263-s0499_re	0.0615	0.0258	0.1062	0.6049	0.9059	0.5391	77.0938
patient264-s0500_re	0.0779	0.0298	0.3027	0.7161	0.8121	0.3391	61.4426
patient266-s0502_re	0.0636	0.0250	0.2470	0.3545	0.4231	0.2683	73.1141
patient267-s0504_re	2.7255	0.0362	0.3459	0.9084	0.8036	0.5175	54.3884
patient276-s0526_re	0.0860	0.0326	0.2660	1.1352	1.0517	0.8587	75.8782
patient277-s0527_re	0.0993	0.0330	0.3293	0.7986	0.7954	0.3601	49.2983
patient279-s0531_re	0.0964	0.0298	0.3384	0.6746	0.7797	0.3705	51.4196
patient279-s0532_re	0.1076	0.0298	0.3667	0.7317	0.8308	0.4688	46.6928
patient279-s0533_re	0.1191	0.0290	0.3795	0.5924	0.6978	0.3449	44.9323
patient279-s0534_re	0.1149	0.0293	0.3671	0.6822	0.8081	0.4467	45.6971
patient284-s0543_re	0.1403	0.0663	0.2753	0.2622	0.4068	0.1097	445.0404
patient284-s0551_re	0.0643	0.0248	0.2526	0.3502	0.5177	0.1401	74.7631
patient284-s0552_re	0.0443	0.0252	0.2585	0.3302	0.4676	0.1133	71.5186

Con la información obtenida, se realizaron los cálculos estadísticos que dieron como resultado:

Tabla 9 Datos obtenidos de pruebas a señales con Infarto de Miocardio

Señales	Condición	Condición Positiva	Condición Negativa
ECG Normal		TP = 50	FN = 4
ECG con Infarto		FP = 20	TN = 217

A partir de estos datos se pudo calcular:

Tabla 10 Resultados estadísticos señales con Infarto de Miocardio.

TPR	SPC	PPV	NPV	ACC
92.59%	91.56%	71.43%	98.19%	91.75%

De los datos estadísticos presentados en la Tabla 10 tenemos que:

El algoritmo clasifica correctamente el 92.59% de las señales normales, identificándolas como normales, y clasifica erróneamente el 7.41% de las señales normales identificándolas como señales con infarto.

El algoritmo clasifica correctamente como señales con infarto el 91.56% de las señales realmente con infarto, de las que se probó, a su vez clasificando erróneamente como señales normales el 8.44%.

Se obtiene que el algoritmo tiene un porcentaje de precisión del 91.75% en cuanto a la clasificación de señales normales y señales con infarto de miocardio.

6.3 Resultados Del Desempeño De La Aplicación Para Android

La evaluación del desempeño de la aplicación se lleva a cabo poniendo a prueba tanto la interfaz gráfica como las funcionalidades de gestión del modulo bluetooth del dispositivo móvil en el que ésta se ejecuto.

6.3.1 Resultados Obtenidos De Las Pruebas De Desempeño De La Interfaz Gráfica

Las principales pruebas que se realizaron sobre la interfaz gráfica se llevaron a cabo generando con el simulador una señal de calibración con las siguientes características: señal cuadrada, periodo constante de 400ms y una amplitud constante de 51 (que es el valor digital equivalente a 1V en la entrada del conversor, que a su vez equivale a 1mV en la superficie de la piel del paciente).

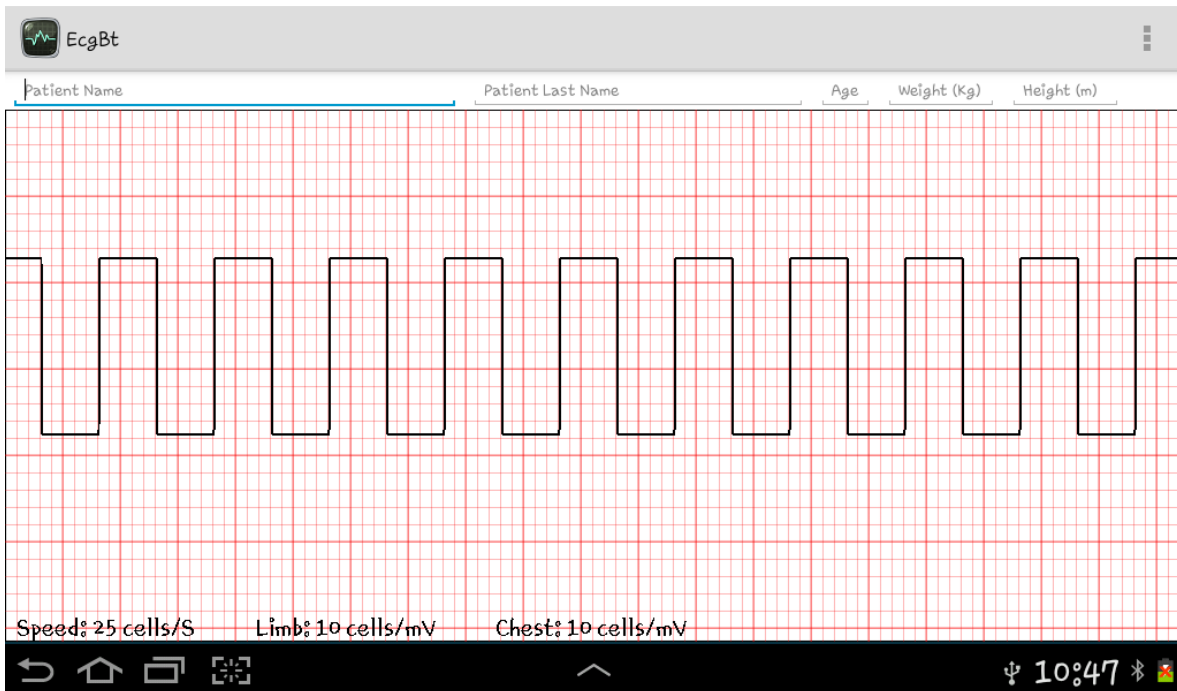


Figura 62 Pantalla principal de la aplicación recibiendo la señal de calibración desde el simulador.

En la Figura 62 se observa que el tiempo de un hemicycle de la señal ($200\text{ms} = 0.2\text{s}$) coincide exactamente con 5 cuadros pequeños igual a un cuadro grande; lo que significa que 5 cuadros grandes representaran 1s, que es la relación deseada entre cuadros y segundos (entonces 25 cuadros pequeños equivalen a 1s).

También se puede observar de la Figura 62, que la amplitud (altura) de la señal coincide exactamente con 10 cuadros pequeños, lo que significa que esos 10 cuadros pequeños representan el valor digital 51, que equivale en última instancia a un milivoltio adquirido por el prototipo de electrocardiógrafo.

Otra prueba que se realizó, consistió en enviar con el simulador, una señal de la base de datos de physionet, a la aplicación en el dispositivo Android y compararla con la misma señal desplegada en el pc.

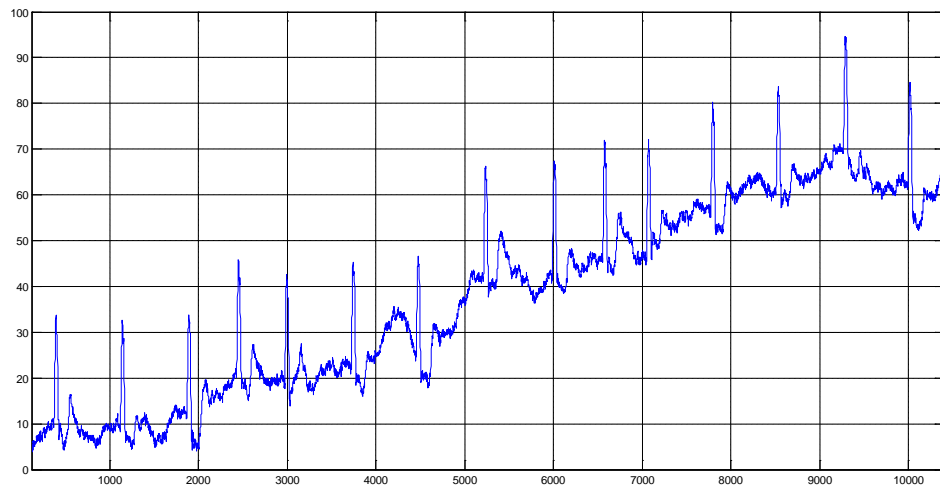


Figura 63 Gráfica de la señal de la base de datos de physionet (patient001-s0014Ire), desplegada en la pantalla de un pc.

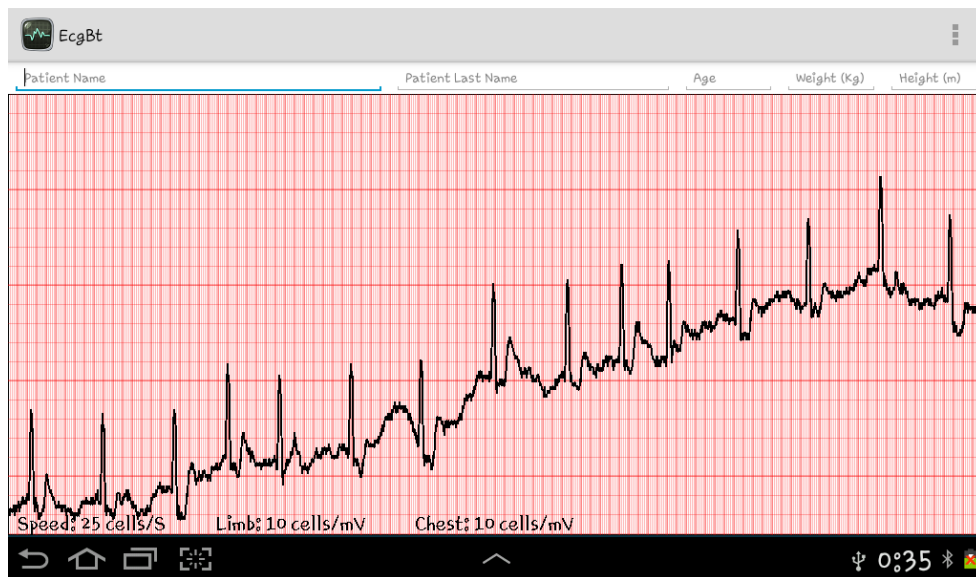


Figura 64 Gráfica de la señal de la base de datos de physionet (patient001-s0014Ire), desplegada por la aplicación Android (en una tablet Samsung Galaxy Tab 7.0 plus)

De la Figura 63 y la Figura 64, se puede concluir que la aplicación despliega la información que recibe del simulador (de igual manera que lo hace al recibir información desde el prototipo) de una manera confiable y siempre manteniendo constantes las relaciones cuadros/voltio y cuadros/segundo, por lo que no importa la escala a la que se muestre la gráfica, siempre se podrá realizar mediciones sobre ella, basándose en los cuadros de la cuadrícula de fondo.

6.3.2 Resultados Obtenidos De Las Pruebas De Desempeño De Las Funcionalidades Bluetooth

Para evaluar el comportamiento de las funcionalidades bluetooth de la aplicación se hizo uso nuevamente del simulador y de algunos celulares que disponían de bluetooth.

La primera prueba consistió en intentar encender y apagar el bluetooth desde la aplicación, y desde las opciones en la barra de navegación; lográndose en todas las ocasiones el objetivo.



Figura 65 Resultado de una prueba de encendido del bluetooth del móvil.

La segunda prueba que se realizo consistió en que con el bluetooth del móvil, del simulador (ya sincronizado con el móvil), y del celular (aun no sincronizado con el móvil) encendidos, realizar el despliegue de la lista de dispositivos sincronizados y realizar una búsqueda para encontrar y desplegar en la lista de dispositivos disponibles el que aun no estaba sincronizado (el celular), lográndose este objetivo la totalidad de las veces que se intento.

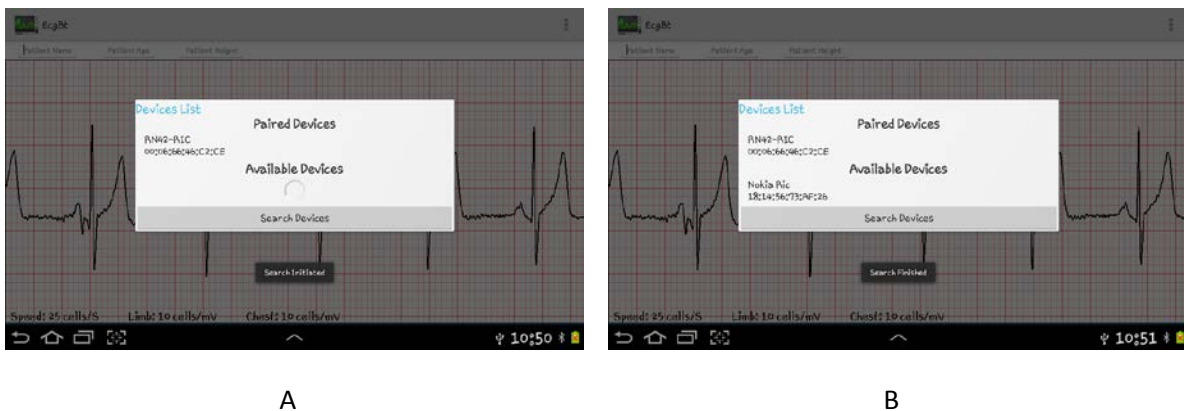
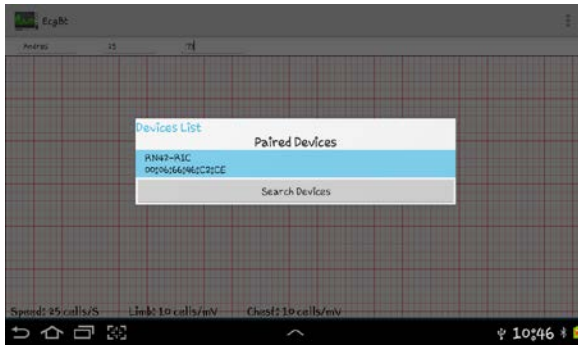


Figura 66 Resultado de la segunda prueba, enlistado de dispositivos sincronizados y búsqueda y despliegue de dispositivos disponibles.

La tercera prueba consistió en intentar conectar el dispositivo con uno que estuviera en la lista de apareados, cumpliendo esta prueba con las expectativas.



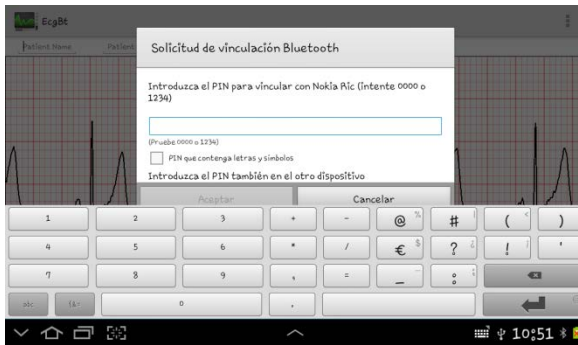
A



B

Figura 67 Intento exitoso de conectarse con un dispositivo ya sincronizado

En la cuarta prueba se intento conectar el dispositivo con uno que aun no estuviera en la lista de apareados y que después de realizar una búsqueda hubiera sido descubierto y desplegado en la lista de dispositivos disponibles; el resultado de esta prueba fue exitoso ya que lo que realizo la aplicación fue solicitar al usuario que sincronizara los dispositivos para poder continuar con el establecimiento de la conexión, y posteriormente conectarse.



A



B

Figura 68 Solicitud de Android para sincronizar el nuevo dispositivo encontrado y la posterior conexión con este.

En la quinta prueba se intento desconectar el móvil del dispositivo bluetooth remoto con que estuviera conectado; la aplicación realizo la tarea exitosamente cada vez que se intento.



A

B

Figura 69 Resultado de la prueba para finalizar una conexión bluetooth existente

La sexta y última prueba de desempeño de la gestión del modulo bluetooth, se realizo estableciendo la conexión bluetooth con el simulador y verificando que se recibiera la información; esto se corrobora al visualizar en pantalla la gráfica del electrocardiograma almacenado en la memoria flash del simulador.



Figura 70 Recepción y despliegue de datos provenientes del simulador

Capítulo 7. Conclusiones y Trabajos Futuros

7.1 Conclusiones

Se diseñó y construyó un sistema capaz de obtener potenciales de acción cardiacos, analizarlos y desplegar la señal en un Smartphone con sistema operativo Android 4.0 (Ice Cream Sandwich) en adelante. El sistema fue diseñado de manera modular y se puede describir en tres grandes módulos: Un primer módulo de adquisición de las señales encargado de captar los potenciales de acción, digitalizarlos y enviarlos a un computador de escritorio y un Smartphone; un segundo módulo que toma las señales digitalizadas y, sobre ellas, aplica técnicas de procesamiento digital de señales de manera tal que se puedan diferenciar potenciales normales de potenciales anómalos, entre los potenciales anómalos se cuentan arritmias e infartos de miocardio; y un tercer módulo encargado de recibir y desplegar en un Smartphone los potenciales de acción, en un formato similar al utilizado en un ambiente clínico.

Para la construcción del prototipo de electrocardiógrafo se siguió un diseño bottom-up, el cual comienza con las especificaciones del sensor, el acondicionamiento de la señal, su digitalización y posterior transmisión. En la etapa de acondicionamiento se llevó a cabo un pre-filtrado, dos etapas de amplificación y un filtrado posterior. En la etapa de digitalización se respetó el teorema del muestreo. Finalmente, la transmisión se realizó utilizando dos canales, uno serial que comunica el electrocardiógrafo con un computador y otro bluetooth que envía la señal al Smartphone.

El análisis de la señal comenzó por identificar las ondas P, Q, R, S y T utilizando la transformada Wavelet. Luego se aplicaron métodos estadísticos para discriminar las posibles arritmias (taquicardia, bradicardia y ritmo irregular). Finalmente, se utilizó un discriminante lineal para diferenciar electrocardiogramas normales de electrocardiogramas con infarto de miocardio. Examinando la transformada Wavelet y las familias de Wavelets comúnmente utilizadas para el tratamiento de señales; se encontró de manera experimental, que la CWT determina una buena aproximación al patrón de onda que exhibe la señal electrocardiográfica, aportando con ello una manera eficiente para la detección de las ondas componentes de la señal ECG. Aun así, la calidad del resultado estará determinada por el tipo de wavelet madre que sea empleada. Es de anotar que la transformada Wavelet no permite realizarse punto a punto, por ello no es posible implementar un análisis estrictamente en tiempo real con esta herramienta matemática, ya que necesita almacenar una cantidad determinada de datos para realizar el proceso de cálculo.

Al finalizar con alto grado de acierto las pruebas realizadas al desempeño general de la aplicación para dispositivos móviles con sistema operativo Android, se concluyó que a pesar de las limitaciones de recursos hardware de dichos dispositivos (como el reducido tamaño de sus pantallas), se logró desarrollar una herramienta de visualización y medición de señales que cumple con las principales necesidades cuando se requiere leer e interpretar un electrocardiograma.

En base a los resultados estadísticos de precisión de los algoritmos desarrollados para clasificar las señales electrocardiográficas, como: señales normales (TPR= 87.50% entre señales con arritmias y TPR = 92.59% entre señales con infarto), señales con arritmias (SPC = 76.92%) y señales con infarto (SPC = 91.56%), haciendo uso de herramientas de programación de alto nivel como Matlab y Labview , se concluye que es posible obtener desde un entorno académico, soluciones con gran utilidad e impacto en ambientes no académicos, como en este caso uno médico.

7.2 Recomendaciones Y Trabajos Futuros

Se plantea como trabajo a futuro realizar modificaciones al diseño del prototipo, para que tenga la capacidad de adquirir las doce derivaciones presentes en los electrocardiogramas utilizados en el ambiente clínico.

También queda abierta la posibilidad de rediseñar el prototipo de electrocardiógrafo para evitar hacer uso de la tarjeta de desarrollo arduino para que su tamaño final sea mucho más reducido que el actual, para poder ser usado de manera más cómoda y de forma permanente.

También queda abierta la posibilidad de modificar los algoritmos de detección de arritmias e infartos, para que puedan realizar su función en tiempo real y mejorar los índices de desempeño.

Se sugiere de manera enfática, desarrollar los algoritmos necesarios en la aplicación para Android, que detecten de los gestos pinch-open y pinch-close, para poder realizar de forma dinámica, zoom-in y zoom-out, sobre la gráfica.

Bibliografía

1. *OMS | Enfermedades no transmisibles*. [cited 2012 Noviembre 2012]; Available from: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs355/es/index.html>.
2. *DANE – Departamento Administrativo Nacional De Estadísticas*. [cited 2012 November]; Available from: www.dane.gov.co.
3. *Anatomía del corazón y del aparato cardiovascular - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute)*. [cited 2013 may]; Available from: http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy_Esp/anat1_sp.cfm.
4. *SISTEMA CARDIOVASCULAR - C.E.I.P. VALDEOLEA*. [cited 2013 May]; Available from: <http://centros3.pntic.mec.es/cp.valdeolea/activid/ef/3SCard1.htm>.
5. *Anatomía del corazón - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute)*. [cited 2013 November 2013]; Available from: http://www.texasheartinstitute.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm.
6. *El sistema de conducción - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute)*. [cited 2013 May]; Available from: http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy_Esp/cond_sp.cfm.
7. *Potencial de acción cardíaco - Wikipedia, la enciclopedia libre*. [cited 2013 May]; Available from: http://es.wikipedia.org/wiki/Potencial_de_acci%C3%B3n_card%C3%ADaco.
8. Valle, W.C.D., *Lectura, Comprensión e Interpretación del Electrocardiograma*, E. College, Editor 2011.
9. *Electrocardiograma - Wikipedia, la enciclopedia libre*. [cited 2013 May]; Available from: <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>.
10. *Infarto agudo de miocardio - Wikipedia, la enciclopedia libre*. 2014 [cited 2014 March]; Available from: http://es.wikipedia.org/wiki/Infarto_agudo_de_miocardio.
11. *Procesamiento de señales - Wikipedia, la enciclopedia libre*. [cited 2013 June]; Available from: http://es.wikipedia.org/wiki/Procesamiento_de_se%C3%B1ales.
12. *Universidad de Santiago de Compostela - Inicio - USC*. [cited 2013 June]; Available from: <http://www.usc.es/~catelmed/2005/materialAsignatura/AdquisicionSenalesBiologicas>.
13. *Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon - Wikipedia, la enciclopedia libre*. [cited 2013 June]; Available from: http://es.wikipedia.org/wiki/Teorema_de_muestreo_de_Nyquist-Shannon.
14. Mallat, S., *A Wavelet Tour Of Signal Processing*.
15. J, M., *Análisis de la teoría de ondículas orientadas a las aplicaciones en ingeniería eléctrica: fundamentos*, 2005, Universidad Politécnica de Madrid, ETSI industriales, departamento de ingeniería eléctrica.
16. www.ni.com/labview/esa/. [cited 2013 June]; Available from: <http://www.ni.com/labview/esa/>.
17. *LabVIEW - Wikipedia, la enciclopedia libre*. [cited 2013 June]; Available from: <http://es.wikipedia.org/wiki/LabVIEW>.
18. www.inele.ufro.cl/apuntes/LabView/Sesiones_Oficial_pdf/Guia_de_Iniciacion_en_LabVIEW.pdf. [cited 2013 June]; Available from: http://www.inele.ufro.cl/apuntes/LabView/Sesiones_Oficial_pdf/Guia_de_Iniciacion_en_LabVIEW.pdf.

19. Instruments, N. *Panel frontal LabVIEW*. Available from: ftp://ftp.ehu.es/cidira/dptos/depjt/Instrumentacion/BK-ANGEL/10_LabVIEW/Panel.PDF.
20. *Fundamentos del Entorno de NI LabVIEW -National Instruments*. [cited 2013 June]; Available from: <http://www.ni.com/gettingstarted/labviewbasics/esa/environment.htm>.
21. Oliver, S.G., *Curso programacion Android*, 2011.
22. *Activity | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/reference/android/app/Activity.html>.
23. *android.view | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/reference/android/view/package-summary.html>.
24. *Canvas | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/reference/android/graphics/Canvas.html>.
25. *Canvas and Drawables | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/guide/topics/graphics/2d-graphics.html>.
26. *Paint | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/reference/android/graphics/Paint.html>.
27. *ContentProvider | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/reference/android/content/ContentProvider.html>.
28. *BroadcastReceiver | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/reference/android/content/BroadcastReceiver.html>.
29. *Intent | Android Developers*. [cited 2013 December]; Available from: <http://developer.android.com/reference/android/content/Intent.html>.
30. Enrique Company-Bosch, E.H. *ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter*. [cited 2013 November]; Available from: <http://www.analog.com/library/analogDialogue/archives/37-11/ecg.html>.
31. *Amanecer Cada Día: ELECTROCARDIOGRAMA*. [cited 2013 December]; Available from: <http://enf09savalop.blogspot.com/2013/01/electrocardiograma.html>.
32. Devices, A., *Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier AD 620*, 2011.
33. Brown, B., *High-Speed, Single-Supply, Rail-to-Rail OPERATIONAL AMPLIFIERS MicroAmplifier Series OPA350*, 2005.
34. Integrated, M., *8th-Order, Lowpass, Butterworth, Switched-Capacitor Filter Max7480*, 1999.
35. *Bluetooth - Wikipedia, la enciclopedia libre*. [cited 2014 January]; Available from: <http://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>.
36. Lindblom, J. *BlueSmirf-ChipAnt*. 2013; Available from: <http://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Wireless/Bluetooth/BlueSMiRF-ChipAnt-v16.pdf>.
37. Networks, R., *Roving Networks Bluetooth™ Product User Manual*, August 27, 2009
38. *RN-42/RN-42-N Data Sheet*. 2010 [cited 2014 January]; Available from: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Bluetooth/rn-42-ds.pdf>.
39. *Bluetooth Modem - BlueSMiRF Silver , from Sparkfun for €27.54*. [cited 2014 January]; Available from: <http://www.robot-italy.com/en/bluetooth-modem-bluesmirf-silver.html>.
40. *Savitzky–Golay filter - Wikipedia, the free encyclopedia*. [cited 2013 June]; Available from: http://en.wikipedia.org/wiki/Savitzky%E2%80%93Golay_filter.
41. Guest, P.G., *Numerical Methods of Curve Fitting*. Cambridge University Press, 1961.
42. Frank Ayres, J., *TEORIA Y PROBLEMAS DE CALCULO DIFERENCIAL E INTEGRAL*. SERIE SCHAUM.
43. *Pulso : MedlinePlus enciclopedia médica*. [cited 2013 July]; Available from: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003399.htm>.

44. *NUEVOS CRITERIOS DE DIAGNÓSTICO DE INFARTO DE MIOCARDIO*. [cited 2013 July]; Available from: <http://www.intermedicina.com/Avances/Clinica/ACL63.htm>.
45. *Linear discriminant analysis - Wikipedia, the free encyclopedia*. [cited 2013 July]; Available from: http://en.wikipedia.org/wiki/Linear_discriminant_analysis.
46. *XML - Wikipedia, the free encyclopedia*. [cited 2014 January]; Available from: <http://en.wikipedia.org/wiki/XML>.
47. *PhysioBank Archive Index*. [cited 2013 May]; Available from: <http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg>.