



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla  
Vicerrectoría de Investigación y Posgrados  
Decanato de Ingeniería y Negocios  
Departamento de Ingeniería y Tecnologías de la Información  
Posgrado en Ingeniería Biomédica

---

**HERRAMIENTAS DE ANÁLISIS DE SEÑALES**  
**TIPO ECG PARA FINES**  
**DIDÁCTICOS Y DE**  
**INVESTIGACIÓN**

Tesis que para obtener el Grado de  
**Doctor en Ingeniería Biomédica**

Presenta:

M. en C. MARCO ANTONIO RAMÍREZ BARRIENTOS

Asesores:

Dr. Aurelio H. Heredia  
Jiménez

Dr. Manuel González  
Pérez

Dr. Héctor S. Vargas  
Martínez

Puebla, México

Julio 2017



**UPAEP – Secretaría General**

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

**Tesis Digitales Restricciones de uso:**

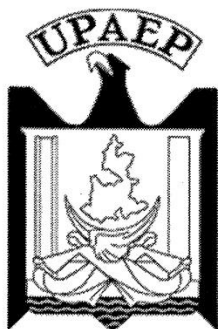
**DERECHOS RESERVADOS ©**

**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



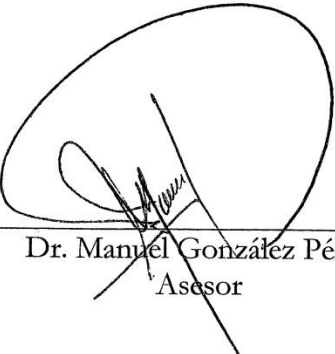
**Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla**  
Vicerrectoría de Investigación y Posgrados  
Decanato de Ingeniería y Negocios  
Departamento de Ingeniería y Tecnologías de la Información  
Posgrados en Ingeniería Biomédica

## **Doctorado en Ingeniería Biomédica**

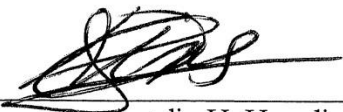
Se aprueba la Tesis:

**“HERRAMIENTAS DE ANALISIS DE SEÑALES TIPO ECG PARA FINES  
DIDÁCTICOS Y DE INVESTIGACIÓN.”**

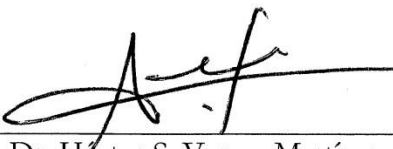
Comité Asesor:



Dr. Manuel González Pérez  
Asesor



Dr. Aurelio H. Heredia  
Jiménez  
Director de Tesis



Dr. Héctor S. Vargas Martínez  
Asesor

Puebla, México

Julio 2017

# Dedicatoria

---

Doy gracias a Dios por permitirme llegar a este momento de mi vida para concluir esta tesis, que es un peldaño más en mi formación profesional.

A mi esposa Sonia y mis hijos Marco y Luis, muchas gracias por el apoyo y ánimo que me han dado para concluir esta Tesis.

También agradecer a toda mi familia, mis Padres y mis hermanos

# Agradecimientos

---

Agradecer a todos mis compañeros de la Facultad de Electrónica por su apoyo y ánimo para concluir esta tesis.

En especial al Dr. Aurelio Heredia J., Dr. Manuel González P., Dr. Héctor S. Vargas M., Dra. Ma. de la Luz García C. gracias por su apoyo en la revisión de esta Tesis.

Agradecer al Departamento de Investigación de UPAEP por el apoyo brindado para la realización de este proyecto de tesis de Doctorado.

# Resumen

---

De acuerdo con las estadísticas de la Organización Mundial de la Salud (OMS), tan solo en 2012 fallecieron 17.5 millones de personas debido a las enfermedades cardíacas, por lo que se colocan como una de las principales causas de muerte en el mundo, dicha cantidad corresponde con el 30% de las muertes registradas en el mundo. En México el Instituto Nacional de Salud Pública (INSP), confirma que en nuestro país estos padecimientos son la principal causa de decesos. Por ello, el desarrollo de aplicaciones teóricas y prácticas que contribuyan al análisis de estas enfermedades para prevención y desarrollo de nuevos tratamientos cardíacos, es fundamental.

En la presente tesis se describe la implementación de un sistema biomédico con fines didácticos y de investigación, con el cual se puedan realizar diferentes tipos de análisis y adquisición de datos para el procesamiento de señales tipo ECG, mediante el uso de dos herramientas de Texas Instruments, así mismo con estas herramientas se podrán desarrollar trabajos de investigación en el campo de la biomedicina, específicamente en el campo de la Electrocardiografía, su principal funcionamiento se basa en que convierten una señal cardíaca en un potencial eléctrico, mediante una etapa amplificadora de instrumentación y etapas de filtrado para acondicionamiento de la señal. En la primera herramienta las señales son adquiridas por un procesador digital de señales de la familia C5000 TMS320C5515 EVM de Texas Instruments, posteriormente se envían los datos a un computador a través del puerto serie para su procesamiento utilizando un software de adquisición de datos. Con la segunda herramienta las señales son adquiridas por un procesador digital de señales

ADS1298ECG-FE de Texas Instruments, los datos se envían a un computador a través del puerto USB para su procesamiento utilizando el software de LabVIEW para la adquisición de datos. Con este sistema y las dos herramientas de Texas Instruments se podrán desarrollar e implementar algoritmos para la detección de patologías cardiacas mediante técnicas matemáticas que pueden basarse por ejemplo en: la transformada Wavelet Discreta, Algoritmo Aztec, Algoritmo Cortes, etc.

Durante la adquisición de datos, se realizan los siguientes procesamientos: una base datos para mantener los historiales cardiacos, utilización de funciones de cálculo que permitan ayudar a emitir algunas características de las señales ECG y también la posibilidad de subir los datos de las señales ECG a la nube electrónica para que puedan ser utilizados por un médico especialista o un usuario a distancia. Las principales características del sistema didáctico y de investigación son: bajo costo de los componentes y alta confiabilidad en el equipo bajo las normas clínicas correspondientes, cabe mencionar que las herramientas de Texas Instruments están destinadas solamente para evaluación, investigación y desarrollo.

Esta tesis está organizada de la siguiente manera.

En el capítulo 1 se tratan los conceptos básicos acerca de la Electrocardiografía desde sus orígenes hasta aspectos modernos donde se utilizan Procesadores Digitales de Señales, Tarjetas de Adquisición de Datos, Computadoras, etc.

En el capítulo 2 se proporciona las bases teóricas de todos los componentes que conforman el sistema didáctico y de investigación, tratando de hacer hincapié en el funcionamiento en una forma general.

En el capítulo 3 se describen las características de las herramientas utilizadas, así como una descripción de los programas desarrollados en el entorno de programación de LabVIEW.

En el capítulo 4 se presentan las pruebas experimentales realizadas al sistema didáctico y de investigación de señales ECG, generando diferentes tipos de señales con el simulador de paciente, y finalmente se describe un análisis de los resultados obtenidos.

Finalmente, en el capítulo 5 de este trabajo se presentan las conclusiones a las que se llega de acuerdo al desempeño del sistema didáctico y las pruebas realizadas, así como también la posibilidad de realizar trabajos a futuro, con la utilización de esta herramienta.

# Abstract

---

According to statistics from the World Health Organization (WHO), in 2012 alone 17.5 million people died due to heart disease, making it one of the leading causes of death in the world, Corresponds to 30% of the deaths registered in the world. In Mexico the National Institute of Public Health (INSP) confirms that in our country these diseases are the main cause of death. Therefore, the development of theoretical and practical applications that contribute to the analysis of these diseases for prevention and development of new cardiac treatments, is fundamental.

This thesis describes the implementation of a biomedical system for didactic and research purposes, with which different types of analysis and data acquisition can be performed for the processing of ECG signals, through the use of two tools from Texas Instruments , Also with these tools can develop research in the field of biomedicine, specifically in the field of electrocardiography, its main function is based on that convert a cardiac signal into an electrical potential, through an amplification stage of instrumentation and Filtering steps for conditioning the signal. In the first tool the signals are acquired by a digital signal processor of the TMS320C5515 EVM family of Texas Instruments, then the data is sent to a computer via the serial port for processing using data acquisition software. With the second tool the signals are acquired by a digital signal processor

ADS1298ECG-FE from Texas Instruments, the data is sent to a computer through the USB port for processing using the LabVIEW software for data acquisition. With this system and its two tools, algorithms for the detection of cardiac pathologies can be developed and

implemented using mathematical techniques that can be based, for example, in the Wavelet Discrete transform, Aztec algorithm, Cortes Algorithm, etc.

During data acquisition, the following processes are performed: a database to maintain cardiac history, use of calculation functions to help emit some characteristics of ECG signals and also the possibility of uploading ECG signal data to The electronic cloud so that they can be used by a specialist doctor or a remote user. The main characteristics of the didactic and research system are: low cost of components and high reliability in the equipment under the corresponding clinical standards, it is worth mentioning that the tools of Texas Instruments are only for evaluation, research and development.

This thesis is organized as follows.

Chapter 1 deals with basic concepts about electrocardiography from its origins to modern aspects where Digital Signal Processors, Data Acquisition Cards, Computers, etc. are used.

Chapter 2 provides the theoretical bases of all the components that make up the didactic and research system, trying to emphasize the operation in a general way.

Chapter 3 describes the characteristics of the tools used, as well as a description of the programs developed in the LabVIEW programming environment.

Chapter 4 presents the experimental tests performed to the didactic and research system of ECG signals, generating different types of signals with the patient simulator, and finally an analysis of the results obtained is described.

Finally, chapter 5 of this paper presents the conclusions reached according to the performance of the didactic system and the tests carried out, as well as the possibility of carrying out future work, with the use of this tool.

# Contenidos

|                                                                   |      |
|-------------------------------------------------------------------|------|
| DEDICATORIA                                                       | I    |
| AGRADECIMIENTOS                                                   | II   |
| RESUMEN                                                           | III  |
| ABSTRACT                                                          | VI   |
| CONTENIDOS                                                        | VIII |
| FIGURAS                                                           | X    |
| TABLAS                                                            | XII  |
| ECUACIONES                                                        | 1    |
| 1 INTRODUCCIÓN                                                    | 2    |
| 1.1 PRINCIPIOS DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA                          | 3    |
| 1.2 ELECTROCARDÍOGRAFO                                            | 3    |
| 1.2.1 <i>Historia</i>                                             | 3    |
| 1.2.2 <i>Funcionamiento</i>                                       | 4    |
| 1.3 HERRAMIENTAS DE ANÁLISIS DE SEÑALES ECG                       | 7    |
| 2 MARCO TEÓRICO                                                   | 9    |
| 2.1 INTRODUCCIÓN                                                  | 10   |
| 2.2 FISIOLÓGÍA CARDIACA                                           | 10   |
| 2.2.1 <i>Actividad eléctrica del corazón</i>                      | 14   |
| 2.2.2 <i>Propagación del potencial eléctrico</i>                  | 18   |
| 2.2.3 <i>El Electrocardiograma</i>                                | 19   |
| 2.1.4 <i>Derivaciones en el electrocardiograma</i>                | 22   |
| 2.1.5 <i>Características de los ritmos cardiacos</i>              | 25   |
| 2.3 CONVERSIÓN ANALÓGICA DIGITAL (ADC)                            | 27   |
| 2.4 RUIDO Y FILTRADO                                              | 28   |
| 2.4.1 <i>Filtro IIR</i>                                           | 28   |
| 2.4.2 <i>Filtro FIR</i>                                           | 28   |
| 2.5 PROCESAMIENTO DIGITAL DE BIOSEÑALES                           | 28   |
| 2.6 DATOS DE UNA SEÑAL ECG                                        | 29   |
| 2.7 SEÑALES                                                       | 30   |
| 2.8 PROCESAMIENTO DE SEÑALES                                      | 32   |
| 2.9 TIPOS DE PROCESADORES DIGITALES DE SEÑALES                    | 33   |
| 2.9.1 <i>Funcionamiento</i>                                       | 35   |
| 2.9.2 <i>Aplicaciones</i>                                         | 36   |
| 2.10 PROCESADORES DIGITALES DE SEÑALES C5000 DE TEXAS INSTRUMENTS | 37   |
| 2.11 EL DSP TMS320C5515                                           | 38   |
| 2.11.1 <i>Características</i>                                     | 38   |
| 2.11.2 <i>Aplicaciones</i>                                        | 39   |
| 2.12 FUNCIONES PARA PROCESAMIENTO DE SEÑALES EN LABVIEW           | 41   |
| 2.12.1 <i>Evolución de LabVIEW</i>                                | 41   |

|          |                                                                                                        |            |
|----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 2.13     | SIMULADOR DE PACIENTE O GENERADOR DE SEÑALES ECG .....                                                 | 43         |
| 2.13.1   | <b>Introducción</b> .....                                                                              | 43         |
| <b>3</b> | <b>METODOLOGÍA Y HERRAMIENTAS UTILIZADAS</b> .....                                                     | <b>46</b>  |
| 3.1      | HERRAMIENTAS DE DESARROLLO UTILIZADAS.....                                                             | 47         |
| 3.2      | HERRAMIENTA DE DESARROLLO DSP TMS320C5515 EVM .....                                                    | 48         |
| 3.2.1    | <b>Características generales</b> .....                                                                 | 48         |
| 3.2.2    | <b>Configuración del EVM</b> .....                                                                     | 52         |
| 3.2.3    | <b>Kit de Desarrollo Médico ECG (MDK) para el EVMC5515</b> .....                                       | 53         |
| 3.2.4    | <b>Características generales y funcionamiento</b> .....                                                | 53         |
| 3.2.5    | <b>Programa ejecutable de Texas Instruments para el DSP TMS320C5515</b> .....                          | 58         |
| 3.2.6    | <b>Aplicación desarrollada en LabVIEW para el MDK en tiempo real</b> .....                             | 59         |
| 3.2.7    | <b>Aplicación desarrollada en LabVIEW para el MDK para lectura de datos</b> .....                      | 65         |
| 3.3      | HERRAMIENTA DE DESARROLLO ADS1298ECG-FE.....                                                           | 67         |
| 3.3.1    | <b>Introducción</b> .....                                                                              | 67         |
| 3.3.2    | <b>Hardware Tarjeta Madre MMB0 modular</b> .....                                                       | 68         |
| 3.3.3    | <b>Hardware Tarjeta Hija ADS1298 ECG-FE</b> .....                                                      | 68         |
| 3.3.4    | <b>Comunicación entre Tarjeta Madre y Tarjeta Hija</b> .....                                           | 71         |
| 3.3.5    | <b>Software</b> .....                                                                                  | 71         |
| 3.3.6    | <b>Funcionamiento básico</b> .....                                                                     | 73         |
| 3.3.7    | <b>Aplicación desarrollada en LabVIEW para el ADS1298ECG-FE</b> .....                                  | 74         |
| 3.4      | HERRAMIENTA DE PUBLICACIÓN WEB EN LABVIEW (WEB PUBLISHING TOOL).....                                   | 78         |
| 3.5      | SIMULADOR DE PACIENTE LF03670U .....                                                                   | 80         |
| 3.6      | ADAPTACIÓN FÍSICA PARA LECTURA DE LAS DERIVACIONES .....                                               | 82         |
| 3.6.1    | <b>Introducción</b> .....                                                                              | 82         |
| 3.6.2    | <b>Equivalente a un paciente real con cuatro electrodos</b> .....                                      | 85         |
| <b>4</b> | <b>PRUEBAS Y RESULTADOS EXPERIMENTALES</b> .....                                                       | <b>88</b>  |
| 4.1      | INTRODUCCIÓN .....                                                                                     | 89         |
| 4.2      | PRUEBAS EXPERIMENTALES REALIZADAS AL SISTEMA EVMC5515 .....                                            | 89         |
| 4.2.1    | <b>Programa desarrollado en LabVIEW para comunicación serial con el EVMC5515</b> .....                 | 90         |
| 4.2.2    | <b>Programa desarrollado en LabVIEW para lectura de la base de datos del EVMC5515</b> .....            | 92         |
| 4.3      | PRUEBAS EXPERIMENTALES REALIZADAS AL SISTEMA ADS1298ECG- FE.....                                       | 94         |
| 4.3.1    | <b>Prueba de ritmo sinusal normal (72 bpm)</b> .....                                                   | 96         |
| 4.3.2    | <b>Prueba de Taquicardia Ventricular rápida, QRS Ancho, (185 bpm)</b> .....                            | 97         |
| 4.3.3    | <b>Prueba de Bradicardia Sinusal. Ritmo: 40 bpm</b> .....                                              | 99         |
| 4.4      | PRUEBA DE TELEMETRÍA DE SEÑALES ECG .....                                                              | 100        |
| 4.5      | SISTEMA DIDÁCTICO Y DE INVESTIGACIÓN COMPLETO.....                                                     | 103        |
| <b>5</b> | <b>CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS</b> .....                                                           | <b>105</b> |
| 5.1      | CONCLUSIONES PRINCIPALES .....                                                                         | 106        |
| 5.2      | PERSPECTIVA DE DESARROLLO .....                                                                        | 107        |
| 5.3      | TRABAJOS A FUTURO.....                                                                                 | 108        |
|          | <b>REFERENCIAS</b> .....                                                                               | <b>109</b> |
|          | <b>ANEXO A. PROGRAMAS DESARROLLADOS EN LABVIEW PARA LAS HERRAMIENTAS DE TI</b> .....                   | <b>114</b> |
|          | <b>ANEXO B. SEÑALES ECG REALES MEDIDAS CON EL DSP TMS320C5515 Y EL PROGRAMA EJECUTABLE DE TI</b> ..... | <b>124</b> |

# Figuras

|                                                                                                                                                                                                                                          |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1.1 Etapas básicas para el funcionamiento de un electrocardiógrafo. ....                                                                                                                                                          | 5  |
| Figura 1.2 Esquema típico de los componentes de un electrocardiógrafo. ....                                                                                                                                                              | 6  |
| Figura 2.1 Anatomía del corazón. ....                                                                                                                                                                                                    | 11 |
| Figura 2.2 Diástole y Sístole. ....                                                                                                                                                                                                      | 13 |
| Figura 2.3 Sistema eléctrico de conducción del corazón. ....                                                                                                                                                                             | 14 |
| Figura 2.4 Sistema eléctrico de conducción del corazón. ....                                                                                                                                                                             | 16 |
| Figura 2.5 Fibras cardiacas. ....                                                                                                                                                                                                        | 18 |
| Figura 2.6 Intervalos y segmentos de una señal típica ECG. ....                                                                                                                                                                          | 20 |
| Figura 2.7 Papel utilizado para graficar la señal ECG. ....                                                                                                                                                                              | 20 |
| Figura 2.8 Potenciales de acción típicos de los nodos. ....                                                                                                                                                                              | 22 |
| Figura 2.9 Representación de las derivaciones del plano frontal. ....                                                                                                                                                                    | 24 |
| Figura 2.10 Representación de derivaciones precordiales. ....                                                                                                                                                                            | 25 |
| Figura 2.11 Señal de ECG normal real. ....                                                                                                                                                                                               | 26 |
| Figura 2.12 Señal de ECG real de bradicardia sinusal normal. ....                                                                                                                                                                        | 26 |
| Figura 2.13 Señal de ECG real de aleteo ventricular. ....                                                                                                                                                                                | 27 |
| Figura 2.14 Señal de ECG real de fibrilación ventricular. ....                                                                                                                                                                           | 27 |
| Figura 2.15 Dos vistas de un electrocardiograma. (a) La vista de la computadora es una matriz de números que representan valores de amplitud en función del tiempo. (b) La vista humana es una forma de onda variable en el tiempo. .... | 30 |
| Figura 2.16 Gráficas de señales analógicas y digitales. ....                                                                                                                                                                             | 32 |
| Figura 2.17 Paleta de Funciones en LabVIEW. ....                                                                                                                                                                                         | 42 |
| Figura 2.18 Accesando a la Funcion Waveform Peak Detect en LabVIEW. ....                                                                                                                                                                 | 43 |
| Figura 2.19 Esquema general de funcionamiento de un simulador de señales ECG. ....                                                                                                                                                       | 45 |
| Figura 3.1 Módulo de Evaluación DSP TMS320VC5515. ....                                                                                                                                                                                   | 49 |
| Figura 3.2 Esquema de la superficie del EVMC5515. ....                                                                                                                                                                                   | 51 |
| Figura 3.3 Kit de desarrollo médico ECG para el EVMC5515. ....                                                                                                                                                                           | 53 |
| Figura 3.4 Representación gráfica del encabezado y datos enviados por RS232. ....                                                                                                                                                        | 57 |
| Figura 3.5 Ventana principal del programa ejecutable de Texas Instruments para monitoreo de señales ECG con el DSP TMS320C5515. ....                                                                                                     | 59 |
| Figura 3.6 Diagrama de flujo para funcionamiento de programa en LabVIEW. ....                                                                                                                                                            | 60 |
| Figura 3.7 Configuración de la comunicación serial. ....                                                                                                                                                                                 | 61 |
| Figura 3.8 Ciclo “While” principal. ....                                                                                                                                                                                                 | 62 |
| Figura 3.9 Ciclo “While” de sincronización. ....                                                                                                                                                                                         | 63 |
| Figura 3.10 Separación de los datos del encabezado. ....                                                                                                                                                                                 | 64 |
| Figura 3.11 – Ciclo de separación de datos. ....                                                                                                                                                                                         | 65 |
| Figura 3.12 Diagrama a bloques del programa desarrollado en LabVIEW para lectura de datos con el DSP TMS320C5515. ....                                                                                                                   | 66 |
| Figura 3.13 ADS1298ECG-FE de Texas Instruments. ....                                                                                                                                                                                     | 67 |
| Figura 3.14 Tarjeta Madre MMB0 modular. ....                                                                                                                                                                                             | 68 |
| Figura 3.15 Diagrama a bloques de la tarjeta hija ADS1298ECG-FE de TI. ....                                                                                                                                                              | 70 |
| Figura 3.16 Imagen de la tarjeta hija ADS1298ECG-FE de Texas Instruments. ....                                                                                                                                                           | 70 |
| Figura 3.17 Pantalla de Software de inicio proporcionado por TI. ....                                                                                                                                                                    | 72 |
| Figura 3.18 Display ECG con Derivaciones I-III proporcionado por TI. ....                                                                                                                                                                | 73 |
| Figura 3.19 Tiempos RR de una señal ECG. ....                                                                                                                                                                                            | 74 |
| Figura 3.20 Características extraídas en la medición de la señal ECG. ....                                                                                                                                                               | 75 |
| Figura 3.21 Block Diagram del programa desarrollado en LabVIEW para extraer las características de la señal ECG con la herramienta ADS1298ECG-FE. ....                                                                                   | 77 |
| Figura 3.22 Simulador de paciente ECG LF03670U. ....                                                                                                                                                                                     | 80 |
| Figura 3.23 Imagen de cable estándar con conector DB15 y derivaciones para monitoreo de ECG. ....                                                                                                                                        | 83 |
| Figura 3.24 Conectores circulares modelo GX12 de 4 hilos, izquierda hembra, derecha macho. ....                                                                                                                                          | 84 |
| Figura 3.25 Cable adaptador realizado con conector DB15. ....                                                                                                                                                                            | 84 |

|                                                                                                                                                                |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 3.26 Interior del cable adaptador con conector DB15.....                                                                                                | 85  |
| Figura 3.27 Conexión simulador de paciente LF03670 y el cable adaptador con cuatro electrodos. ....                                                            | 86  |
| Figura 3.28 Colocación de los electrodos al simulador de paciente LF03670. ....                                                                                | 86  |
| Figura 3.29 Conexión simulador de paciente LF03670 hasta el conector DB15. ....                                                                                | 87  |
| Figura 4.1 Sistema simulador de paciente LF03670U y DSP TMS320C5515. ....                                                                                      | 90  |
| Figura 4.2 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW lectura de señales ECG con la tarjeta EVMC5515 y MDK para la derivación I y II. ....              | 91  |
| Figura 4.3 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW lectura de señales ECG con la tarjeta EVMC5515 y MDK para la derivación I. ....                   | 92  |
| Figura 4.4 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW para lectura de señales ECG con la tarjeta EVMC5515 y MDK para la derivación II. ....             | 93  |
| Figura 4.5 Sistema simulador de paciente LF03670 y tarjeta ADS1298ECG-FE. ....                                                                                 | 94  |
| Figura 4.6 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW para lectura de señales ECG desde la tarjeta ADS1298ECG-FE para las derivaciones I, II, III. .... | 96  |
| Figura 4.7 Análisis de resultados de la señal ECG sinusal normal en la derivación Lead I. ....                                                                 | 97  |
| Figura 4.8 Análisis de resultados generados de la señal ECG tipo Taquicardia Ventricular rápida, QRS ancho, 192 bpm, en la derivación Lead I. ....             | 98  |
| Figura 4.9 Análisis de resultados generados en la señal ECG tipo Bradicardia Sinusal, 40 bpm, en la derivación Lead I. ....                                    | 99  |
| Figura 4.10 Diagrama de flujo de información para Telemetría de ECG con la tarjeta ADS1298ECG-FE.....                                                          | 102 |
| Figura 4.11 Página de acceso remoto al programa que controla la tarjeta ADS1298 en formato HTML. ....                                                          | 103 |
| Figura 4.12 Sistema completo, simulador de paciente LF03670, PC con software LabVIEW y las dos herramientas de adquisición de datos de Texas Instruments. .... | 104 |
| Figura A.1 Diagrama a Bloques para el programa de comunicación serial EVMC5515 y MDK en tiempo real. ....                                                      | 115 |
| Figura A.2 Panel Frontal para el programa de comunicación serial EVMC5515 y MDK en tiempo real. ....                                                           | 116 |
| Figura A.3 Diagrama a Bloques para el programa de lectura de base de datos EVMC5515 y MDK. ....                                                                | 117 |
| Figura A.4 Panel Frontal para el programa de lectura de base de datos EVMC5515 y MDK para la derivación I. ....                                                | 118 |
| Figura A.5 Panel Frontal para el programa de lectura de base de datos EVMC5515 y MDK para la derivación II. ....                                               | 119 |
| Figura A.6 Panel Frontal del programa ejecutable ADS1298ECG-FE proporcionado por TI, ventana inicial. ....                                                     | 120 |
| Figura A.7 Panel Frontal de programa ejecutable ADS1298ECG_FE proporcionado por TI, ventana "ECG Display". ....                                                | 121 |
| Figura A.8 Diagrama a Bloques de programa desarrollado en LabVIEW para la tarjeta ADS1298ECG_FE.....                                                           | 122 |
| Figura A.9 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW para la tarjeta ADS1298ECG-FE.....                                                                | 123 |
| Figura B.1 Señal real tipo Sinusal normal 72 bpm medida en tiempo real con el programa ejecutable de TI, EVMC5515 y MDK. ....                                  | 125 |
| Figura B.2 Señal real tipo Taquicardia Ventricular 199 bpm medida en tiempo real con el programa ejecutable de TI, EVMC5515 y MDK. ....                        | 126 |
| Figura B.3 Señal real tipo Bradicardia Sinusal 40 bpm medida en tiempo real con el programa ejecutable de TI, EVMC5515 y MDK. ....                             | 127 |

# Tablas

---

|                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabla 1. Niveles eléctricos promedio de una señal ECG real. ....                             | 45 |
| Tabla 2. Índices estadísticos. ....                                                          | 78 |
| Tabla 3. Tipos de patologías cardíacas generadas con el simulador de paciente LF03670U. .... | 81 |

# Ecuaciones

---

|            |    |
|------------|----|
| Eq. 1..... | 27 |
| Eq. 2..... | 28 |
| Eq. 3..... | 28 |
| Eq. 4..... | 76 |
| Eq. 5..... | 78 |
| Eq. 6..... | 78 |
| Eq. 7..... | 78 |
| Eq. 8..... | 78 |

# Capítulo 1

---

## Introducción

## **1.1 Principios de la Electrocardiografía**

La electrocardiografía es la “parte de la medicina que estudia la obtención e interpretación de los electrocardiogramas”[1], que son “gráficos obtenidos por un electrocardiógrafo”[2], el cual finalmente se identifica como un “aparato que registra las corrientes eléctricas emanadas del músculo cardíaco”[3]. Estas definiciones, si bien acertadas, no son suficientes para demostrar el grado de complejidad y el gran potencial de desarrollo que existe detrás de esta tecnología que ha probado ser “un elemento imprescindible para la detección y seguimiento de muchas enfermedades cardiovasculares”, dada la larga lista de ventajas que muchos autores y médicos le atribuyen.

En el presente capítulo se incluye información que sirve como guía para entender e interpretar el enfoque y resultados de este trabajo, además de compartir con el lector explicaciones simplificadas de lo que suele ser una extensa y complicada cantidad de información.

## **1.2 Electrocardiógrafo**

El dispositivo utilizado para monitorear las señales del corazón es el electrocardiógrafo. Es una herramienta elemental para los médicos desde hace más de ochenta años[4]. Esta sección se dividirá en dos apartados, el primero incluye una breve reseña histórica que complementa al segundo, el cual está dedicado a explicar en algunos párrafos el funcionamiento del electrocardiógrafo

### **1.2.1 Historia**

Entre 1900 y 1910, el médico y físico holandés Willem Einthoven, construyó el galvanómetro de cuerda que le haría merecedor del premio Nobel de Medicina en 1924[5]. Ese rústico pero

ingenioso aparato se considera el primer prototipo de electrocardiógrafo, y funcionaba gracias a la combinación de un filamento conductor, un campo electromagnético y un burdo proceso de fotografía. El filamento estaba unido a sensores en la piel del paciente y luego expuesto a un campo electromagnético, esto provocaba que las corrientes del corazón hicieran al filamento moverse con el ritmo del corazón y finalmente su proyección fuera grabada en papel fotográfico.

Más de veinte años después, el psiquiatra alemán Hans Berger, exploró la capacidad de leer la actividad eléctrica producida en el cerebro y estableció las bases de la electroencefalografía[6]. Posteriormente, con los constantes avances tecnológicos, las técnicas de adquisición de señales bio-eléctricas evolucionaron al implementar el uso de amplificadores, transistores, micro-controladores y micro-procesadores[7]. Hasta la fecha de la elaboración de este trabajo, es una práctica común entre académicos y estudiosos el diseñar y construir dispositivos para la adquisición y manipulación de bio-señales, esto por el costo y accesibilidad a circuitos integrados como amplificadores de instrumentación y procesadores de señales digitales.

### **1.2.2 Funcionamiento**

Para ilustrar el funcionamiento básico de un electrocardiógrafo se utiliza el modelo de 4 etapas de la Figura 1.1, basado en un diagrama propuesto por John D. Enderle en su libro Bioinstrumentation[6].

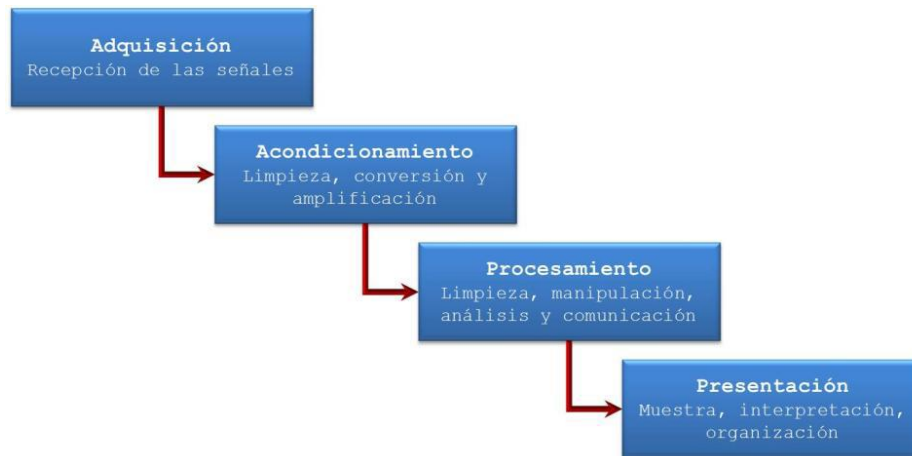


Figura 1.1 Etapas básicas para el funcionamiento de un electrocardiógrafo.

Fuente: Elaboración propia

La primera etapa, adquisición (que incluye la aplicación de los electrodos), hace referencia a las técnicas y métodos necesarios para recibir las señales. Para realizar una medición del corazón se utilizan cables aislados y blindados que se ajustan a los electrodos mediante broches de presión.

Acondicionamiento implica algún método o técnica que prepara la señal para ser procesada. Así, el filtrado del ruido o interferencia, la amplificación y la digitalización de las señales cardiacas, pertenecen a la etapa de acondicionamiento. En esta etapa los electrocardiógrafos se construyen incluyendo circuitos amplificadores, convertidores de señales y filtros analógicos (activos y pasivos). Cabe destacar que para otras aplicaciones también se podrían considerar en esta etapa la linealización de una señal, conversión de señal digital a analógica, cambios de voltaje a corriente o viceversa, etc.

El procesamiento de señales es un tema extenso que juega un rol muy importante en este trabajo, por lo que se le ha dedicado un capítulo completo más adelante. Sin embargo, de manera general, esta etapa corresponde a la manipulación de una señal para obtener algún resultado en particular. Se pueden realizar mediciones o aplicar algoritmos para alterar la

señal. También es posible extraer información y analizarla, separarla o prepararla para su presentación. Además se pueden repetir o aplicar más técnicas de acondicionamiento. Por ejemplo, si los datos de las señales cardiacas originalmente eran analógicos y ahora son digitales gracias al acondicionamiento, entonces sería posible procesarlos digitalmente para obtener información relacionada con los latidos por minuto.

Finalmente, una vez que se han recolectado, acondicionado y procesado los datos de interés, se tiene la opción de presentarlos. La presentación de la información (datos ya procesados) implica el uso de una interfaz que actúa como medio de comunicación entre el mundo técnico y el usuario que hará uso de esa información. Las gráficas generadas por un electrocardiógrafo se llaman electrocardiogramas, representan la actividad del corazón y son un buen ejemplo de presentación de información. Si es necesario también se puede incorporar algún método de retroalimentación, lo cual permite iniciar una nueva etapa de adquisición.

La Figura 1.2 muestra un ejemplo de las partes de las que puede constar un electrocardiógrafo. Ese diseño se encuentra publicado en el volumen 38 de la revista del Instituto Nacional de Higiene[8].

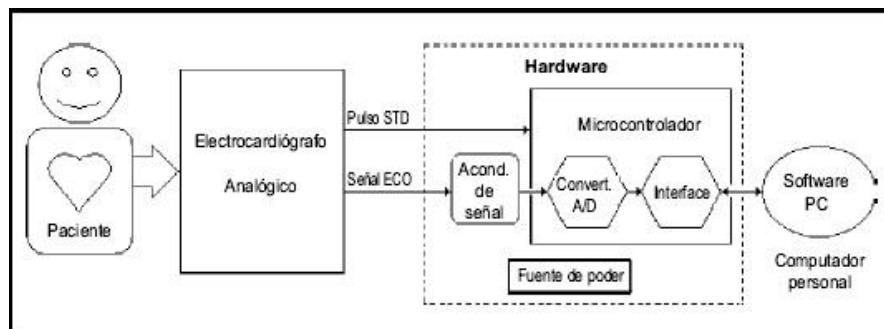


Figura 1.2 Esquema típico de los componentes de un electrocardiógrafo.

Fuente: Elaboración propia

### **1.3 Herramientas de análisis de señales ECG**

A pesar de que los avances de las tecnologías utilizadas para los exámenes de electrocardiograma, y que la incorporación de la telemetría a los mismos son impactantes a nivel tecnológico, los mismos están lejos de cerrar su ciclo. Hay mucho trabajo por desarrollarse en los aspectos electrónicos (sensores), de transmisión, procesamiento y análisis de las señales, por este motivo hay un creciente interés en el desarrollo de trabajos de investigación en la misma línea que plantea esta investigación. Así mismo el avance en tecnologías de sensores, la alta capacidad de procesamiento de los dispositivos móviles como Smart Phones y Tablets, y las inmejorables prestaciones de los servicios alojados en línea o en 'la nube', abren nuevos horizontes para la implementación de sistemas de telemonitoreo que alojen servicios de telemedicina cardíaca de bajo costo y fácil acceso, tanto para pacientes como para personal médico. Este tipo de sistemas ofrecen, adicionalmente, un gran valor agregado al ofrecer la posibilidad de realizar los diagnósticos iniciales de forma automática, lo que liberaría al personal médico del trabajo excesivo, y le permitiría enfocarse en los casos realmente críticos en el momento oportuno. Esta capacidad de diagnóstico está relacionada directamente con los algoritmos desarrollados para el procesamiento de las señales cardíacas, su precisión, sensibilidad y especificidad.

En este documento se presentan las bases de un proyecto de investigación que busca desarrollar una plataforma para el desarrollo de herramientas de procesamiento automático de cardiopatías, integrando tecnologías de procesamiento de señales, electrónica, telecomunicaciones, y desarrollo de software entre otras. El objetivo de este sistema no es solo aplicar diferentes técnicas para la identificación y clasificación de cardiopatías, sino también facilitar una plataforma para que investigadores de otras universidades y centros de investigación prueben sus propios algoritmos y aporten estudios y bases de datos de señales cardíacas[9].

En la actualidad los estudios y análisis al corazón tienen gran importancia médica, las enfermedades cardiovasculares como las arritmias; el infarto de miocardio y el accidente cerebro-vascular constituyen las principales causas de muerte en el mundo, no en vano se cobran 17.3 millones de vidas al año. En un intento por aminorar estas cifras la Organización Mundial de la Salud organiza cada 28 de septiembre; día mundial del corazón; diversas actividades con el fin de fomentar en las personas una cultura más sana reduciendo los factores de riesgo como, por ejemplo, mantener el peso corporal controlado, evitar el consumo de tabaco, ejercitarse regularmente y realizarse estudios del corazón constantemente [OMS , 2011][10].

# Capítulo 2

---

## Marco Teórico

## 2.1 Introducción

El término señal es fácil de utilizar. Por ejemplo, cuando no es posible realizar una llamada desde un teléfono móvil simplemente se acepta el hecho de que “no hay señal”. Sin embargo, definir o explicar de manera simple lo que es en sí una señal no resulta igual de sencillo. Por consiguiente, explicar los conceptos, aplicaciones y alcance del procesamiento digital de señales invita a ser por lo menos igual de complejo.

El objetivo de este capítulo es concentrar información básica relevante al procesamiento de señales digitales, en un intento por compartir los conocimientos que sirven como portal entre el mundo en que vivimos y el mundo que creamos.

## 2.2 Fisiología cardiaca

El corazón es uno de los órganos más importantes en el cuerpo humano, el principal dentro del sistema circulatorio, cuya función primordial es bombear sangre a través de los vasos sanguíneos a todo el cuerpo mediante los movimientos de sístole y diástole.

El corazón humano se encuentra ubicado dentro de la cavidad torácica, entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y ligeramente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominadas pericardio y endocardio, el primero 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 cardiaco. 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.

Se encuentra conformado por dos bombas separadas por una pared longitudinal en dos mitades: una derecha y la otra izquierda. Ambos lados bombean sangre al mismo tiempo. La sangre del lado derecho va a los pulmones y la del lado izquierdo va al resto del

cuerpo. Cada bomba está formada por dos cavidades, las superiores se llaman aurículas y las inferiores ventrículos, es decir, se encuentra dividido en cuatro cámaras o cavidades: dos superiores aurícula derecha y aurícula izquierda, y dos inferiores, llamadas ventrículo derecho y ventrículo izquierdo como se observa en la Figura 2.1. La aurícula se encarga de llenar el ventrículo y éste posee la fuerza para impulsar la sangre, ya sea hacia los pulmones o hacia las venas y arterias que se encuentran conectadas a la base superior del corazón. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón. Las paredes del ventrículo izquierdo tienen un grosor de poco más de un centímetro, pero tienen la fuerza suficiente para impulsar la sangre a través de la válvula aórtica hacia el resto del cuerpo[1].

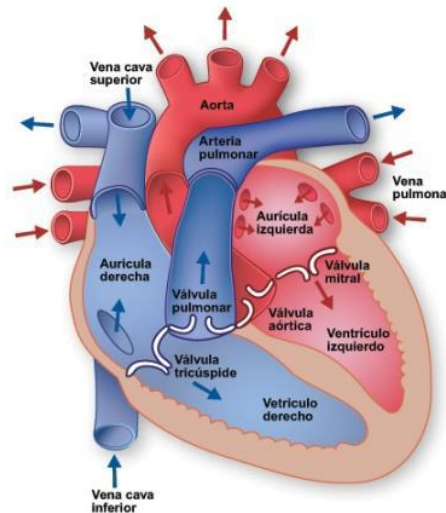


Figura 2.1 Anatomía del corazón.

Fuente: Ver Referencia[11].

El paso de una cámara a otra y de los ventrículos hacia las arterias se controla por cuatro válvulas. Las válvulas que controlan el flujo de la sangre por el corazón son cuatro:

**Válvula tricúspide:** Controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.

**Válvula pulmonar:** Controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla.

**Válvula mitral:** Permite que la sangre rica en oxígeno proveniente de los pulmones pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.

**Válvula aórtica:** Permite que la sangre rica en oxígeno pase del ventrículo izquierdo a la aorta, la arteria más grande del cuerpo.

La función del corazón es bombear sangre a todo el cuerpo. La sangre transporta oxígeno desde los pulmones hacia los tejidos del cuerpo y transporta el dióxido de carbono de los tejidos nuevamente hacia los pulmones. La sangre que viene de los tejidos del cuerpo llega a la aurícula derecha del corazón por las venas cavas: superior e inferior. La válvula tricúspide controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho, y la mitral entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo (diástole). Cuando los ventrículos se contraen, esta válvula se cierra y la sangre se envía a través de la válvula pulmonar hacia las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla. La sangre oxigenada regresa por las venas pulmonares a la aurícula izquierda. La válvula mitral permite que la sangre rica en oxígeno pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo. Desde este lugar, al contraerse los ventrículos (sístole), la válvula mitral se cierra y la válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno pase a la aorta como se muestra en la Figura 2.2, la cual transporta la sangre al resto del organismo.

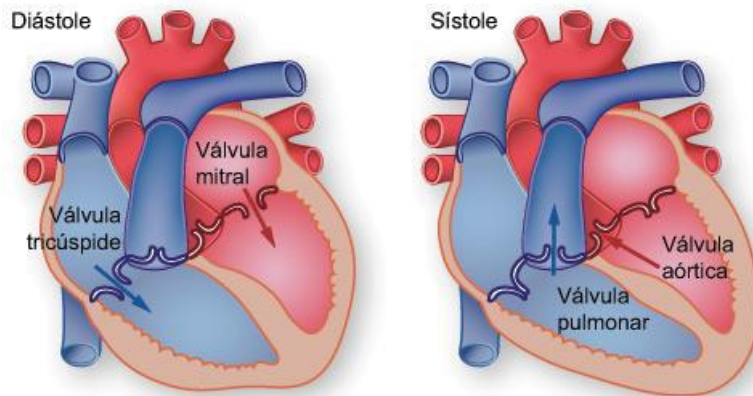


Figura 2.2 Diástole y Sístole.  
Fuente: Ver Referencia [11].

El corazón está compuesto por tres tipos principales de músculo: el auricular, el ventricular y las fibras musculares excitadoras y conductoras especializadas. El músculo cardíaco es una cavidad de muchas células miocárdicas, todas interconectadas, de tal forma que, si se excita una de estas células, el potencial de acción se extiende a todas ellas. Se compone en realidad de dos sincitios. La masa muscular cardíaca en los dos sincitios funcionales permite que la aurícula se contraiga un poco antes que los ventrículos, lo que hace efectiva la bomba cardíaca.

El sistema especializado de estimulación eléctrica y conducción del corazón que controla las contracciones cardíacas es el nódulo sinoauricular (SA), donde se genera impulso eléctrico. Las vías internodales que conducen el impulso desde el nodo SA hasta el auriculoventricular (AV), en el cual el impulso procede de las aurículas, se demora antes de pasar a los ventrículos. Las ramas derecha e izquierda de las fibras del complejo de His-Purkinje (HP), conducen el estímulo cardíaco a todas las partes de los ventrículos ver Figura 2.3. El tejido de HP se localiza en las paredes internas ventriculares del corazón, por debajo del endocardio. Estas fibras son fibras especializadas miocárdicas que conducen un estímulo o impulso eléctrico que interviene en el impulso nervioso del corazón haciendo que éste se contraiga de forma coordinada.

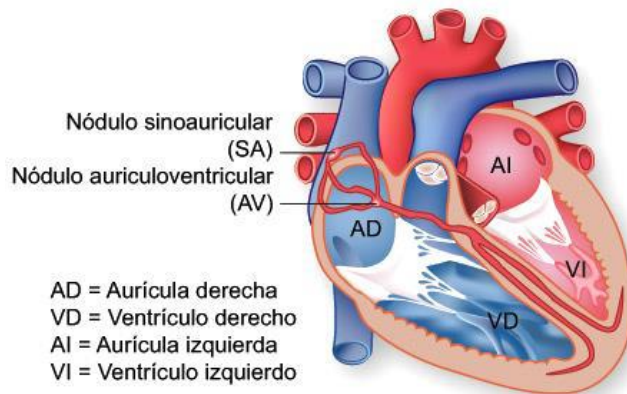


Figura 2.3 Sistema eléctrico de conducción del corazón.  
Fuente: Ver Referencia [11].

El nodo SA desencadena el latido cardíaco y regula la frecuencia de contracción, por este motivo se llama marcapasos natural del corazón, a intervalos regulares se propaga una onda contráctil desde el nodo SA por la musculatura auricular; al llegar al nódulo AV, el impulso se propaga a los ventrículos por el haz de tejido nodal, es decir, el sistema de conducción eléctrica del corazón permite que el impulso generado en el nódulo SA sea propagado y estimule al miocardio, causando su contracción. Se trata de una estimulación coordinada del miocardio que permite la eficaz contracción del corazón, permitiendo de ese modo que la sangre sea bombeada por todo el cuerpo[11].

El corazón es capaz de contraerse automáticamente ya que está controlado por el sistema nervioso autónomo, aunque factores externos pueden hacer que se modifique la frecuencia de contracción cardíaca. Cada latido del corazón lleva consigo una secuencia de eventos que en conjunto forman el ciclo cardíaco, constando principalmente de tres etapas: sístole auricular (contracción), sístole ventricular (contracción) y diástole (relajación).

### **2.2.1 Actividad eléctrica del corazón**

La actividad eléctrica del corazón es consecuencia del potencial eléctrico que generan las células miocárdicas como resultado de las diferencias en la composición iónica entre los

medios intra y extracelular, así como de la naturaleza semipermeable de la membrana celular. Los iones que originan la actividad eléctrica son sodio, potasio, calcio, cloro, así como los aniones no difusibles intracelulares.

Los distintos iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo con la concentración y la carga eléctrica. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior respecto al exterior.

En ese estado de reposo se dice que la célula está polarizada y la diferencia de concentraciones iónicas da como resultado un potencial eléctrico negativo (- 80 mV a -90 mV), que se denomina potencial de reposo. Cuando se excita la membrana celular de forma espontánea o a consecuencia de un estímulo eléctrico externo, la superficie interna pasa a tener un potencial positivo. En ese estado se dice que la célula está despolarizada y presenta un potencial cercano a +20 mV. Después de la despolarización celular, comienza el proceso (repolarización) en el que el potencial vuelve al potencial de reposo inicial. Esta variación transitoria del potencial celular se denomina potencial de acción (PA).

En la Figura 2.4 se muestra la forma de onda de un potencial de acción de una célula del músculo ventricular. El tiempo entre el inicio de la activación y el retorno al estado de reposo se denomina duración del potencial de acción intracelular (APD). El potencial umbral se define como un nivel de potencial crítico (-60 mV), que una vez superado desencadena un potencial de acción. A su vez, el período refractario se conoce como el intervalo de tiempo desde que un tejido se despolariza hasta que recupera su excitabilidad, este se divide en: (a) un período refractario absoluto (PRA), durante el cual ningún estímulo, sin importar su intensidad, induce una respuesta y (b) un período refractario relativo (PRR) en el que sólo un estímulo intenso es capaz de producir una

respuesta. Después sigue el período de excitabilidad supernormal (SN), durante el cual un estímulo relativamente débil puede producir una respuesta.

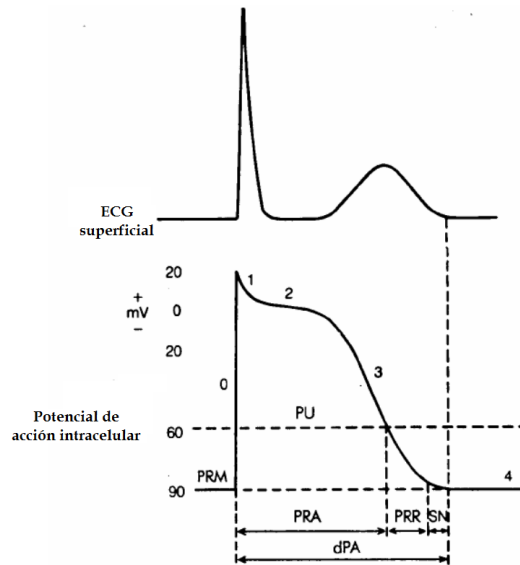


Figura 2.4 Sistema eléctrico de conducción del corazón.  
Fuente: Ver referencia [13].

El potencial de acción consta de varias fases (fase 0, 1, 2, 3 y 4), las cuales se caracterizan por la activación de distintas corrientes, como se observa en la Figura 2.4. La fase 0 representa la despolarización, las fases 1, 2 y 3 la repolarización y la fase 4 la diástole eléctrica. En las tres fases de repolarización se presenta una etapa inicial de repolarización rápida que lleva al potencial intracelular hasta casi al nivel cero, una segunda etapa de repolarización lenta llamada meseta, y una etapa final de repolarización rápida, el descenso. El análisis de estos fenómenos ha sido posible gracias a experimentos de fijación de potencial y de fijación de membranas.

La fase de reposo ocurre cuando el potencial de membrana de la célula está estable (en las células musculares), siendo similar al potencial de equilibrio de los iones de potasio, dado que durante esta fase la permeabilidad al ion potasio es muy superior a las permeabilidades de los demás iones. La corriente rectificadora inversa de potasio,

permanece activa durante este período, al poseer una elevada conductancia a potenciales negativos. Su característica de rectificación inversa[13] hace que se desactive durante la fase de meseta y se reactive progresivamente durante la repolarización de la célula.

Con la despolarización de la membrana, se inicia la fase 0 del potencial de acción. La duración aproximada de esta fase es de 1 ms y las principales corrientes iónicas que la determinan son la corriente de entrada rápida de sodio ( $I_{Na}$ )[14] y la corriente diferida de entrada de calcio ( $I_{Ca}$ ). La  $I_{Na}$  tiene un elevado valor de pico y provoca una fuerte pendiente de subida del potencial de acción. Esta corriente permanece inactiva en las demás fases del potencial de acción. Paralelamente, y posterior a la activación de la  $I_{Na}$ , se activa una corriente secundaria de entrada, la  $I_{Ca}$ . Ésta colabora en la despolarización de la membrana y se mantiene activa durante toda la fase de la meseta. Los iones de calcio  $Ca^{2+}$  entran por el canal de calcio tipo L principalmente. A continuación, en la fase 1, se produce una pequeña repolarización, activándose en algunas especies la corriente transitoria de salida ( $I_{to}$ ), más importante en el epicardio que en el endocardio. Posteriormente en la fase 2, tiene lugar la meseta del potencial de acción. En esta fase el potencial se mantiene casi constante alrededor de los 0 mV, ya que la salida de iones de potasio se compensa con la entrada de calcio. Por un lado, los iones calcio entran por los canales de tipo L ( $I_{Ca}$ ) y, por otro lado, los iones de potasio salen gracias a la corriente diferida de potasio ( $I_K$ ) (compuesta por dos componentes, una rápida ( $I_{Kr}$ ) y una lenta ( $I_{Ks}$ ), la de meseta de potasio ( $I_{Kp}$ ) y la corriente no específica ( $I_{ns}$ ). De este modo se consigue un equilibrio entre los iones  $Ca^{2+}$  que entran y los iones  $K^+$  que salen para compensar la entrada de carga positiva. Por último, la repolarización de la membrana determina la fase 3, los canales de  $Ca^{2+}$  abiertos se inactivan haciendo que el potencial de acción disminuya gradualmente produciéndose la repolarización del potencial de la célula, en la que la corriente  $I_K$  alcanza un gran valor. El proceso de repolarización se

acelera por la apertura de los canales  $K^+$  dependientes del voltaje. Este flujo de salida de iones  $K^+$  elimina carga positiva de la célula.

### 2.2.2 Propagación del potencial eléctrico

Estudios microscópicos del tejido muscular del corazón demuestran que el miocardio está constituido por fibras de forma aproximadamente cilíndrica (miocitos) de unos 21  $\mu m$  de diámetro[15]. Estas fibras no están aisladas unas de otras, sino que se interconectan en serie y en paralelo de forma longitudinal y transversal.

Así, todo cambio experimentado en el potencial de una célula se comunica a sus vecinas a través de los discos intercalares. Estos discos son de muy pequeña longitud, se sitúan en los extremos de las células y tienen una resistividad muy baja (400 veces menor que la membrana celular), por lo que permiten la conducción iónica entre las células y la propagación del potencial de acción. Dentro de los discos intercalares se encuentran unas regiones especializadas de membrana, compuestas por canales transmembrana que conectan directamente el citoplasma de células adyacentes, llamadas gap junctions como se muestra en la Figura 2.5.

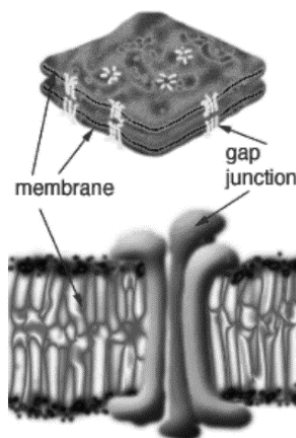


Figura 2.5 Fibras cardíacas.  
Fuente: Ver Referencia [15].

La velocidad de conducción (CV) depende, en gran medida, de la dirección en la que el potencial de acción se propaga. Este fenómeno es debido a la anisotropía estructural de tejido cardíaco, que se manifiesta tanto en la morfología de las células como en la distribución de las uniones gap o discos intercalares. La resistencia intercelular es menor en el eje longitudinal, resultando en una mayor CV. Aunque en el eje transversal la velocidad de conducción es menor, muchos estudios sugieren que en esta dirección la propagación del potencial de acción es más segura. La velocidad a la cual se propaga el potencial de acción no es constante, sino que depende de las propiedades del medio[16].

### **2.2.3 El Electrocardiograma**

El electrocardiograma (ECG) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, que se obtiene, desde la superficie corporal, en el pecho, con un electrocardiógrafo en forma de serie continua. Es el instrumento principal de la electrofisiología cardíaca y tiene una función relevante en el estudio y diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares, alteraciones metabólicas y la predisposición a una muerte súbita cardíaca. También es útil para saber la duración del ciclo cardíaco. Esta señal de ECG representa la corriente eléctrica que circula a través del corazón durante el latido de éste. Cada parte de la señal está dividida en ondas, intervalos y segmentos, como se muestra en la Figura 2.6. El papel utilizado para graficarla es milimetrado, cada 5 cuadros chicos de 1mm hay una línea más gruesa que define un cuadro grande de 5 mm. El eje vertical mide la amplitud de la corriente eléctrica del corazón y se da en mV. Por norma, 10 mm de altura equivalen a 1 mV, por tanto, cada milímetro de altura del papel equivale a 0.1 mV y cada cuadro grande 0.5 mV. El eje horizontal mide el tiempo. En un ECG estándar el papel corre a una velocidad de 25 mm/s, 1 mm horizontal equivale a 0.04 s y un cuadrado grande equivale a 0.20 s como se puede observar en la Figura 2.7[17],[18].

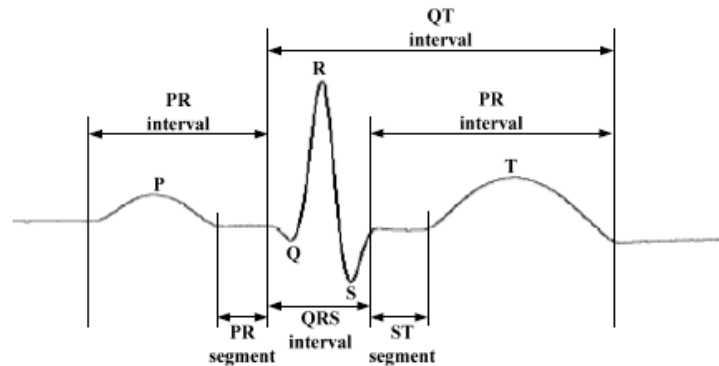


Figura 2.6 Intervalos y segmentos de una señal típica ECG.

Fuente: Ver Referencia [17].

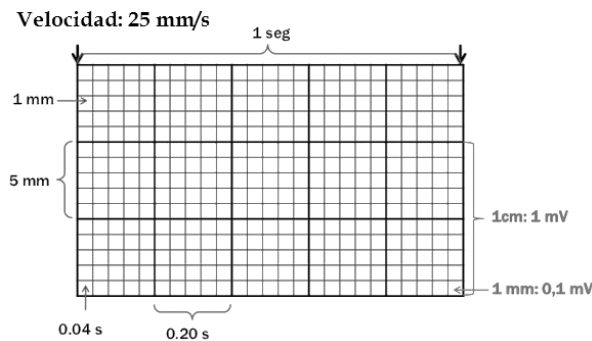


Figura 2.7 Papel utilizado para graficar la señal ECG.

Fuente: Ver Referencia [18].

**Onda P:** Representa la despolarización de las aurículas. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10 s (2.5mm) y un voltaje de 0.25 mV (2.5 mm).

**Onda Q:** La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede a una onda R. La duración de la onda Q es de 0.010 – 0.020 s no supera 0.30 s.

**Onda R:** La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular.

**Onda S:** La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular.

**Onda T:** Es la deflexión lenta producida por la repolarización ventricular.

**Onda U:** Es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje, que se observa sobre todo en las derivaciones precordiales y que sigue inmediatamente a la onda T. Se desconoce su origen exacto.

**Intervalo R-R:** Es la distancia que existe entre dos ondas RR sucesivas. En un ritmo sinusal este intervalo debe mantenerse prácticamente constante, la medida de él dependerá de la frecuencia cardíaca que se tenga.

**Intervalo P-P:** Es la distancia que existe entre dos ondas P sucesivas. Al igual que el intervalo RR, el intervalo PP debe ser muy constante y su medida depende de la frecuencia cardíaca.

**Intervalo P-R:** Representa el retraso fisiológico que sufre el estímulo que viene de las aurículas a su paso por el nodo auriculoventricular. Éste se mide desde el comienzo de la onda P hasta el inicio de la onda Q o de la onda R. Debe medir entre 0.12 y 0.20 s.

**Complejo QRS:** Este mide el tiempo total de despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la inscripción de la onda Q o R hasta el final de la onda S. Los valores normales de este intervalo se encuentran entre 0.06 y 0.10 s.

**Intervalo Q-T:** Se extiende desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la sístole eléctrica ventricular, o lo que es lo mismo, el conjunto de la despolarización y la repolarización de los ventrículos.

**Segmento S-T:** Es un periodo de inactividad que separa la despolarización ventricular de la repolarización ventricular. Este segmento es normalmente isoelectrico y va desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda.

La generación del ECG depende de cuatro procesos electrofisiológicos: la formación del impulso eléctrico en el marcapasos principal del corazón, la transmisión de este impulso a través de las fibras especializadas en la conducción, la activación (despolarización) del miocardio y la recuperación (repolarización) del miocardio. La Figura 2.8 muestra los potenciales de acción típicos de membrana para las estructuras del sistema de conducción y músculos auriculares y ventriculares junto con la correlación de la actividad eléctrica registrada extracelularmente (ECG).

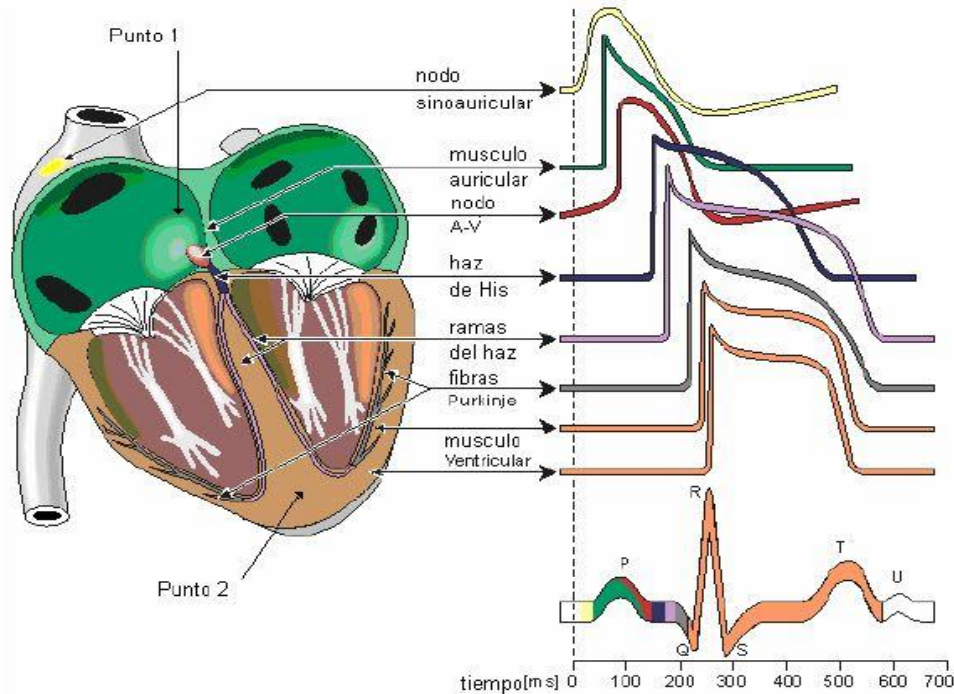


Figura 2.8 Potenciales de acción típicos de los nodos.

Fuente: Ver Referencia [19].

#### 2.1.4 Derivaciones en el electrocardiograma

En el ECG las derivaciones cardiacas son el registro de la diferencia de potenciales eléctricos entre dos puntos, ya sea entre dos electrodos (derivación bipolar) o entre un punto virtual y un electrodo (derivaciones monopolares).

Cada derivación es un punto de vista distinto del mismo estímulo eléctrico, en dependencia del plano eléctrico del corazón, existen las derivaciones de las extremidades (plano frontal) y las derivaciones precordiales (plano horizontal)[20].

##### Derivaciones de las extremidades o del plano frontal

Estas derivaciones se obtienen de los electrodos colocados en las extremidades y aportan datos electrocardiográficos de dicho plano. Se dividen en derivaciones bipolares, también llamadas clásicas o de Einthoven, y derivaciones monopolares aumentadas.

### **Derivaciones bipolares estándar**

Son las derivaciones cardíacas clásicas del electrocardiograma, descritas por Einthoven. Registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes como se observa en la Figura 2.9.

**D1 (I):** Diferencia de potencial entre brazo derecho y brazo izquierdo.

**D2 (II):** Diferencia de potencial entre brazo derecho y pierna izquierda.

**D3 (III):** Diferencia de potencial entre brazo izquierdo y pierna izquierda.

Las tres derivaciones bipolares forman, en su conjunto, lo que se denomina Triángulo de Einthoven. Estas derivaciones, guardan una proporción matemática, reflejada en la Ley de Einthoven que nos dice:  $D2 = D1 + D3$ . Es de gran utilidad cuando se interpreta un Electrocardiograma porque permite determinar si los electrodos de las extremidades están bien colocados, pues si se varía la posición de algún electrodo, esta ley no se cumpliría, permitiéndonos saber que el ECG está mal realizado.

### **Derivaciones monopolares aumentadas**

En el electrocardiograma, las derivaciones monopolares de las extremidades, registran la diferencia de potencial entre un punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven, y el electrodo de cada extremidad, permitiendo conocer el potencial absoluto en dicho electrodo.

A estas derivaciones en un inicio se les nombró VR, VL y VF. La V significa vector, y R, L, F: derecha, izquierda y pie (en inglés). Posteriormente se añadió la a minúscula, que significa amplificada (las derivaciones monopolares actuales están amplificadas con respecto a las iniciales).

**aVR:** Potencial absoluto del brazo derecho. Vector en dirección a  $-150^\circ$ .

**aVL:** Potencial absoluto del brazo izquierdo. Vector en dirección a  $-30^\circ$ .

**aVF:** Potencial absoluto de la pierna izquierda. Vector en dirección a 90°.

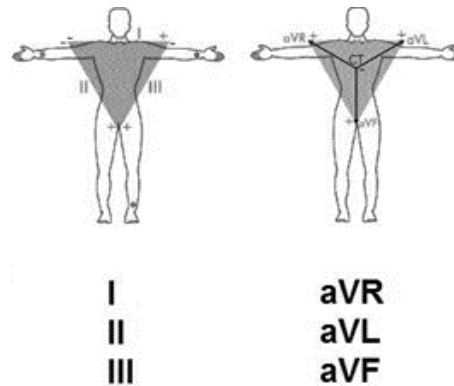


Figura 2.9 Representación de las derivaciones del plano frontal.  
Fuente: Ver Referencia [20].

### **Derivaciones precordiales o derivaciones del plano horizontal**

Estas derivaciones son 6 y se denominan con una V mayúscula y un número del 1 al 6. Son derivaciones monopoles, registran el potencial absoluto del punto donde está colocado el electrodo del mismo nombre, sirven para precisar alteraciones del ventrículo izquierdo, sobre todo de las paredes anterior y posterior como se muestra en la Figura 2.10.

El complejo QRS es predominantemente negativo en el electrocardiograma normal y en las derivaciones precordiales V1 y V2 (tipo rS) y predominantemente positivos en V4 a V6 (tipo Rs).

**V1:** Registra los potenciales de las aurículas, de parte del tabique y pared anterior del ventrículo derecho. El complejo QRS presenta una onda R pequeña (despolarización de la pared interventricular) seguida de una onda S.

**V2:** El electrodo de esta derivación precordial, está encima de la pared ventricular derecha, por tanto, la onda R es ligeramente mayor que en V1, seguida de una onda S profunda (activación ventricular izquierda).

**V3:** Es una derivación transicional entre potenciales izquierdos y derechos del ECG, por estar, el electrodo, sobre la pared interventricular. La onda R y la onda S suelen ser casi iguales.

**V4:** El electrodo de esta derivación está sobre el extremo superior del ventrículo izquierdo. Presenta una onda R alta seguida de una onda S pequeña (activación de ventrículo derecho).

**V5 y V6:** Estas derivaciones del electrocardiograma están situadas sobre el miocardio del ventrículo Izquierdo, cuyo grosor es menor al de V4. Por ello la onda R es menor que en V4, aunque sigue siendo alta. La onda R está precedida de una onda Q pequeña.

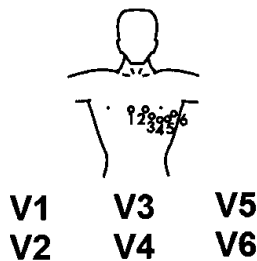


Figura 2.10 Representación de derivaciones precordiales.  
Fuente: Ver Referencia [20].

### 2.1.5 Características de los ritmos cardiacos

#### Ritmo cardiaco sinusal normal

El ritmo normal en reposo es de 60 a 100 pulsaciones por minuto, generalmente 70 para adultos, y la señal de ECG tiene las deflexiones P, QRS y T mostradas en la Figura 2.11, tiene cierta regularidad, las ondas, segmentos e intervalos presentan las características descritas en la sección 2.1.3. Un ejemplo de este comportamiento se muestra en la Figura 2.11, se trata de una señal de ECG real de un adulto de 29 años, el ritmo cardiaco es de 75 ppm, se encuentra dentro del rango normal.



Figura 2.11 Señal de ECG normal real.

Fuente: Ver Referencia [20].

### **Bradicardia sinusal normal**

Es un ritmo cardiaco estable y regular, sin embargo, los latidos son más lentos de lo normal, inferior a 60 ppm, llegando a ser peligrosa cuando se acerca a las 40 ppm.

Puede causar mareos o falta de aire durante actividades normales o ejercicio suave debido a que, en esta frecuencia, el corazón no puede bombear suficiente sangre con altos niveles de oxígeno al cuerpo. En la Figura 2.12 se encuentra un ejemplo de una señal ECG real de un adulto de 40 años, donde la frecuencia cardiaca es de aproximadamente 40 ppm.



Figura 2.12 Señal de ECG real de bradicardia sinusal normal

Fuente: Ver Referencia [20].

### **Aleteo ventricular**

Es una arritmia ventricular que se caracteriza porque el corazón se contrae a una frecuencia muy rápida, superior a 200 latidos por minuto, pudiendo llegar a 300 ppm. En el electrocardiograma se aprecia un patrón continuo sinusoidal, sin que se visualicen los complejos QRS ni las ondas T. Es una situación de gran urgencia que está considerada una transición entre la taquicardia ventricular y la fibrilación ventricular, en la Figura 2.13 está una señal de ECG real de un adulto con este ritmo patológico.

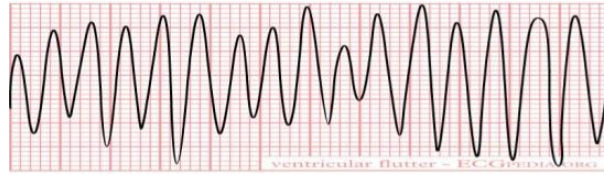


Figura 2.13 Señal de ECG real de aleteo ventricular.  
Fuente: Ver Referencia [20].

### **Fibrilación ventricular**

Es un trastorno del ritmo cardíaco que presenta un ritmo ventricular rápido, superior a 250 ppm (a veces no cuantificable), irregular y lleva irremediablemente a la pérdida total de la contracción cardíaca, con una falta total del bombeo sanguíneo y por tanto a la muerte sino se trata rápidamente. En la Figura 2.14 se muestra una señal de ECG real con esta cardiopatía.



Figura 2.14 Señal de ECG real de fibrilación ventricular  
Fuente: Ver Referencia [20].

## **2.3 Conversión Analógica Digital (ADC)**

Hay dos maneras principales de lograr una buena resolución de la señal en el ADC. Una forma es tener una alta ganancia y una menor resolución del ADC y la otra manera es tener menor ganancia y alta resolución del ADC. La ecuación 3 muestra cómo la resolución de la señal de entrada depende de la tensión de referencia del ADC ( $V_{ref}$ ), si es así, la ganancia  $G$  y de la resolución de bits del ADC ( $n$ ). Dado que el ruido no se ve afectado, la baja ganancia puede compensarse aumentando el número de bits en el ADC [21].

$$Resolución\ de\ entrada = \frac{V_{ref}}{G * 2^n} \quad \text{Eq. 1}$$

## 2.4 Ruido y filtrado

Existen diversas técnicas de filtrado para eliminar las señales de ruido de las señales del corazón las más utilizadas son las que se discuten a continuación.

### 2.4.1 Filtro IIR

Un filtro digital puede escribirse mediante la ecuación de diferencias 1.

$$y[n] = \sum_{g=0}^M b_g x[n-g] - \sum_{k=1}^N a_k y[n-k] \quad \text{Eq. 2}$$

Ésta describe un filtro recursivo de orden N cuya salida presente depende de sus propios valores pasados  $y[n-k]$  y de los valores presente y pasado de la entrada  $x[n-g]$ . También se denomina filtro de respuesta infinita al impulso (IIR)[22].

### 2.4.2 Filtro FIR

También se puede considerar la ecuación de diferencias descrita por la ecuación 2.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x[n-k] \quad \text{Eq. 3}$$

Donde N es el orden del filtro

Su respuesta presente depende sólo de los términos de entrada y no muestra dependencia (recursión) de los valores pasados de la respuesta. Se llama filtro no recursivo, o filtro promedio móvil, porque su respuesta es sólo una suma ponderada (promedio móvil) de los términos de entrada[23]. Además se conoce como filtro de respuesta finita a impulsos (FIR), porque su respuesta al impulso es de duración finita"[22].

## 2.5 Procesamiento Digital de Bioseñales

El término señal es fácil de utilizar. Por ejemplo, cuando no es posible realizar una llamada desde un teléfono móvil simplemente se acepta el hecho de que "no hay señal". Sin

embargo, definir o explicar de manera simple lo que es en sí una señal no resulta igual de sencillo. Por consiguiente, explicar los conceptos, aplicaciones y alcance del procesamiento digital de señales invita a ser por lo menos igual de complejo.

El objetivo de este capítulo es concentrar información básica relevante al procesamiento digital de señales, en un intento por compartir los conocimientos que sirven como portal entre el mundo en que vivimos y el mundo que creamos.

## **2.6 Datos de una señal ECG**

Una PC puede realizar tareas computacionales millones de veces más rápidas que el humano. Si la PC es aplicada a estas tareas para explotar esta ventaja, puede superar significativamente a los humanos.

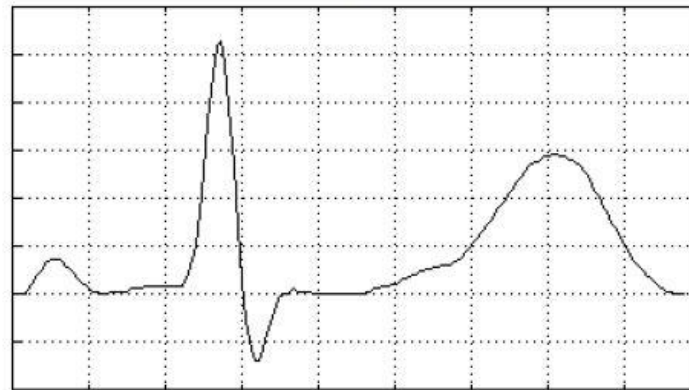
En la Figura 2.15(a) se muestra un arreglo de números, el formato básico en el que todos los datos deben ser colocados antes de que pueda ser manipulado por una computadora. Estos números son valores de amplitud equidistantes para el electrocardiograma (ECG) que se muestra en la Figura 2.15(b). Se obtuvieron muestreando el ECG a una velocidad de 200 muestras por segundo con un convertidor analógico digital. Esta representación numérica del ECG se denomina señal digital. El sistema ojo-cerebro humano, después de años de experiencia en el aprendizaje de las características de estas señales, es particularmente bueno para analizar la forma de onda analógica y para deducir si dicha señal es normal o anormal.

Por otro lado, la computadora debe analizar el arreglo de números usando algoritmos de software para hacer deducciones sobre la señal. Estos algoritmos incluyen típicamente procesamiento de señal digital, que es el énfasis de este trabajo de investigación, junto con una lógica de decisión para analizar señales biomédicas. Es la enorme velocidad de la

computadora en la manipulación de números que hace que muchos de estos algoritmos sean posibles[24].

```
0 0 0 0 2 5 8 10 13 14 14 14 12 11 9 7 5 4 2 1 1 0 0 1 1 1 1 2 2 2 3 3 3 3 3 3 3
3 3 6 11 20 33 51 72 91 103 105 96 77 53 27 5 -11 -23 -28 -28 -23 -17 -10 -5 -1
0 1 2 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 2 2 3 3 4 4 5 6 7 8 8 9 10 10 11 11 12 12
12 13 14 16 18 20 22 24 27 29 31 34 37 39 42 44 47 49 52 54 55 56 57 57 58 58
57 57 56 56 54 52 50 47 43 40 36 33 29 26 23 20 17 14 12 10 8 7 5 3 2 1 1 0 0 0
```

(a)



(b)

Figura 2.15 Dos vistas de un electrocardiograma. (a) La vista de la computadora es una matriz de números que representan valores de amplitud en función del tiempo. (b) La vista humana es una forma de onda variable en el tiempo.

Fuente: Ver Referencia [24].

## 2.7 Señales

Al leer las primeras páginas de algún libro relacionado con el uso o aplicaciones de señales enfocado a estudiantes de ingeniería [25][26][27], sin duda se encontrará una definición similar a la que se propone en este trabajo: una señal es aquella función dependiente del tiempo que representa algún tipo de información. Cualquier suceso o fenómeno que sea medible puede ser representado usando señales, pero la comprensión e interpretación de las señales dependerá del contexto, la naturaleza del fenómeno y el uso de la información. Por ejemplo, es muy diferente medir las veces que un foco se enciende y se apaga por día a lo largo de una semana, a medir el consumo eléctrico neto de ese foco para la misma semana. En ambos casos es posible representar los datos recolectados en forma de señales,

pero cada señal se puede considerar de un tipo diferente. En primer lugar el tipo de señales continuas en el tiempo, que representan datos del fenómeno para cualquier instante, constantemente, y generalmente se les llama analógicas. Con el ejemplo del foco, la señal correspondiente al consumo eléctrico deberá ser continua en el tiempo pues es necesario contabilizar el consumo para todo el intervalo de tiempo, sin importar día, hora, minuto, segundo, etc. El otro tipo de señal que es de especial interés para este trabajo es la señal digital. Las señales digitales representan datos particulares para únicos valores de interés, por lo que se habla de señales discretas en el tiempo. Nuevamente en el ejemplo del foco, cada día (día 1, día 2, etc.) se contabiliza el número de veces que fue encendido y apagado; todos son valores discretos, pues no se cuentan fracciones del día o el foco a diferentes intensidades. En la Figura 2.16 se muestra un ejemplo de las diferencias entre señales continuas y discretas. También es importante resaltar un comentario del autor, quien dice “[...]  $x(n)$  es una secuencia discreta en el tiempo con valores individuales, y cada valor en esa secuencia se grafica como un único punto. No es que ignoremos lo que se encuentra entre los puntos de  $x(n)$ ; es que hay nada entre esos puntos.”[27].

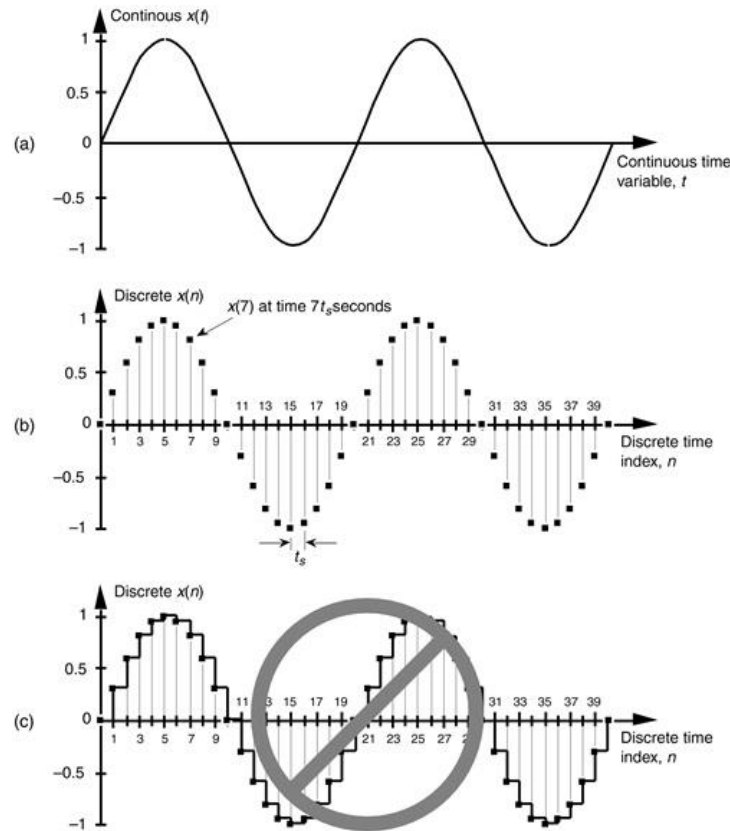


Figura 2.16 Gráficas de señales analógicas y digitales  
 Fuente: Ver Referencia [27].

## 2.8 Procesamiento de Señales

Para dar claridad a los conceptos, primero se deben tener claras algunas diferencias entre ellos. La información recolectada durante algún suceso o fenómeno no es como tal llamada información hasta que no ha sido sometida a un tratamiento o proceso que permite identificar y entender lo que representa, así como su posible uso y relaciones. De primera instancia, los valores que son obtenidos al realizar mediciones se llamarán datos. Estos datos son únicamente representaciones numéricas del mismo fenómeno, y se convierte en información cuando se procesa. Por eso es importante resaltar la importancia de entender lo que representa el procesamiento de señales, pues de no aplicar un proceso o tratamiento

en el cual los datos son transformados en información, se tendría simplemente un conjunto de datos sin identidad u objetivo.

De manera general se usa el término procesamiento de señales para definir las ciencias que se dedican al análisis de procesos o fenómenos físicos que varían en el tiempo[27]. Sin embargo, así como existen dos tipos de señales, existen dos caminos para el procesamiento de señales. El procesamiento de señales analógicas tiene como objeto de estudio las señales continuas en el tiempo con variaciones constantes de amplitud. El procesamiento de señales digitales se enfoca en las señales que representan valores discretos de diferentes instantes de tiempo, aspecto que facilita su manipulación mediante el uso de computadoras y microprocesadores. Es en el mundo digital en el que la tecnología ha logrado explorar técnicas y capacidades de procesamiento con un crecimiento exponencial a través de los años, siendo un ejemplo los procesadores de señales digitales.

## **2.9 Tipos de Procesadores digitales de señales**

El concepto de sistema facilita el entendimiento de la relación entre las señales que se adquieren y las señales que se generan. El sistema es aquel intermediario que administra o manipula las señales de entrada con la intención de realizar una función que dará como resultado una nueva señal de salida[25]. Con respecto a la manipulación de señales electrocardiográficas se puede decir que el sistema está integrado por todos los elementos que son necesarios para adquirir la señal generada por el cuerpo, darle el tratamiento y procesamiento necesario, y luego presentar o transmitir las señales resultantes para su uso o interpretación. El procesamiento de señales digitales, como parte de un sistema, se encarga de dar cierto tratamiento a las señales adquiridas. El tipo de procesamiento dependerá de lo que se desea obtener a la salida del sistema, por ejemplo, si la señal de entrada tiene interferencia o ruido se procesará para identificarlos y removerlos. Trabajar con señales digitales representa una gran ventaja en comparación con las señales

analógicas pues las computadoras personales y, en general, gran parte de la tecnología accesible (celulares, tabletas, laptops, etc.) funciona con procesamiento digital. Entre las ventajas más evidentes se encuentra la disponibilidad de los dispositivos, la compatibilidad o los métodos de integración entre sistemas, el costo final de desarrollo e implementación, una curva de aprendizaje de pequeña pendiente, rápida familiarización con la interfaz, etc. Además el lenguaje de los sistemas digitales está basado en una secuencia de dos valores, uno o cero, lo que simplifica los métodos para prevenir pérdida o alteración de datos, al igual que la manipulación de la información.

Los métodos para procesar señales se reducen a la aplicación de algoritmos y herramientas matemáticas. Como ejemplo, en el caso de las señales electrocardiográficas, al procesar la señal de entrada se espera que la onda recibida posea la forma y características mencionadas con anterioridad, razón por la cual se podría modelar matemáticamente el complejo QRS de tal forma que, al comparar la onda de entrada con la onda esperada de salida, se remuevan las pequeñas ondas y valores que representan interferencia o ruido. Notar que a ese nivel de procesamiento y con el manejo de esa cantidad de información, si se quiere conservar la sensación de tiempo-real, se necesita tecnología capaz de realizar miles de operaciones matemáticas en el menor tiempo posible, que además reciba y transmita la información.

Una poderosa herramienta para el procesamiento digital son los Procesadores Digitales de Señales, DSPs. Estos componentes son microprocesadores como los que se utilizan en computadoras y celulares, con la diferencia principal de que los DSPs se especializan en aplicaciones relacionadas con el procesamiento de operaciones matemáticas complejas y tareas muy específicas, mientras que los microprocesadores de computadoras y dispositivos portátiles se concentran en la manipulación general de datos y tareas. Esa diferencia tiene impacto a gran escala en aspectos como la velocidad y capacidad de

procesamiento, almacenamiento y presentación de información, desarrollo e investigación, y hasta en el costo de fabricación.

### **2.9.1 Funcionamiento**

Los DSPs son capaces de completar complejos algoritmos mediante el uso de funciones aritméticas y lógicas. Estos algoritmos se deben redactar en un código especial y almacenar en un espacio reservado de memoria, de tal forma que el procesador sea capaz de leer el código y seguir las instrucciones. Además, un programa para DSP casi nunca se ejecutará una única vez; de hecho, algunas técnicas de programación requieren al programador identificar las tareas repetitivas para incluirlas en ciclos y funciones que reducen considerablemente la cantidad de código y la complejidad del programa en general. Así, para dar continuidad y coherencia a los ciclos de ejecución del programa es necesario que también se reserve un espacio para variables y datos generados dentro del programa, tales como contadores, temporizadores, resultados de operaciones, etc.

Del párrafo anterior se pueden extraer los 3 componentes básicos para el funcionamiento de los DSP, los cuales son definidos por la llamada arquitectura Harvard[28]: la memoria del programa, la memoria de datos y la unidad central de procesamiento o CPU. La memoria del programa se encargará de almacenar el grupo de instrucciones básicas que le dirán a la unidad central de procesamiento lo que debe hacer. La memoria de datos se utiliza para el almacenamiento de variables que puedan ser requeridas durante la ejecución del programa principal. La CPU es la encargada del procesamiento del sistema mediante la ejecución de las instrucciones del programa principal y la manipulación de los datos en general.

Las características de interés de la CPU suelen ser el consumo de energía, la velocidad de procesamiento, el uso de memoria para la ejecución del programa y la compatibilidad con otros dispositivos. Las memorias pueden variar según los requerimientos de

compatibilidad, capacidad, velocidad de transferencia, protocolos de interfaz, tecnología de grabado y tecnología de almacenamiento. Una forma rápida de relacionar las características de los 3 componentes en términos de tecnologías de información se halla en las computadoras de escritorio, donde la CPU es el procesador principal (como la serie Athlon de AMD o Pentium de Intel), la memoria de datos corresponde a la memoria RAM y la memoria del programa es la memoria ROM. Para la mayoría de los casos, en esta arquitectura también se suele utilizar una memoria de baja capacidad pero de muy alta velocidad de transferencia de datos, en la cual el procesador almacena las instrucciones recientes o las que se usan frecuentemente; esta memoria es llamada memoria caché. La memoria caché puede encontrarse incluso en el mismo circuito integrado que el CPU, como es el caso de los procesadores para computadoras personales o los DSPs de la serie C5000 de Texas Instruments[29].

Dentro del circuito integrado que encapsula el procesador se encuentra un componente denominado ALU. La ALU es la Unidad Aritmético-Lógica y representa el núcleo de todo el procesamiento digital, pues es el elemento que a nivel electrónico se encarga de resolver las operaciones aritméticas y lógicas en lenguaje binario. La ALU varía su poder de procesamiento según la cantidad de bits y operaciones que puede realizar.

### **2.9.2 Aplicaciones**

Las capacidades de procesamiento de los DSPs facilitan la aplicación funciones matemáticas complejas a señales digitales, lo cual les permite aplicar técnicas de filtrado, optimización, alteración, amplificación o compresión de señales digitalizadas. En este trabajo, el uso que resalta es el de filtrado y optimización de una señal, pues una vez que las señales electrocardiográficas son digitalizadas usando un convertidor analógico-digital, el DSP se encargaría de detectar y remover el ruido e interferencia para entregar a la salida una señal limpia y fácil de interpretar. Sin embargo, el potencial de los procesadores de señales digitales se extiende a múltiples áreas de estudio.

Las aplicaciones de los DSPs son muy variadas[28], pero entre todas resaltan las enfocadas a la construcción de tecnología aeroespacial, militar, de telecomunicaciones, industrial y por supuesto, aplicaciones a la medicina.

En telecomunicaciones los DSPs se pueden usar para multiplexar llamadas telefónicas, comprimir señales de diferentes medios de comunicación y reducir la interferencia o el efecto de eco en las comunicaciones. Los DSPs se usan también en el procesamiento de audio, por ejemplo en la música para mezclar, alterar, ajustar u optimizar pistas de audio; además, los DSPs son una herramienta popular para la tecnología de generación o reconocimiento de voz. Los radares de barcos y aviones basados en eco-localización muestran otra aplicación en la cual se pueden encontrar DSPs, al igual que los sistemas de sonar. Por otro lado, los DSPs son una muy buena opción en el procesamiento de imágenes, ya sea que se trate de una tomografía, resonancia magnética, rayos x, compresión de video para medios de comunicación o fotografía espacial.

## **2.10 Procesadores Digitales de Señales C5000 de Texas**

### **Instruments**

Los DSP o procesadores digitales de señal son microprocesadores específicamente diseñados para el procesado digital de señal. Algunas de sus características más básicas como el formato aritmético, la velocidad, la organización de la memoria o la arquitectura interna hacen que sean o no adecuados para una aplicación en particular, así como otras que no hay que olvidar, como puedan ser el coste o la disponibilidad de una extensa gama de herramientas de desarrollo.

## **2.11 El DSP TMS320C5515**

Este procesador pertenece a la generación C5000 de Texas Instruments. En las hojas de especificaciones técnicas[30], el fabricante utiliza la abreviación C55x para referirse a los procesadores de señales digitales de punto fijo TMS320C55xx basados en la plataforma de la generación C5000, dando a entender que “xx” se refiere a la clave que identifica a las diferentes versiones disponibles en el mercado. El proyecto que se detalla en la presente publicación utiliza el DSP TMS320C5515, del cual en los siguientes apartados se describirán sus características y algunas otras posibles aplicaciones además del monitoreo de señales electrocardiográficas.

### **2.11.1 Características**

El DSP TMS320C5515 (o C5515) se describe en la hoja de datos[31] como un procesador que “entrega una combinación óptima de ultra-baja potencia, mejor rendimiento en su clase y sistema de bajo costo para la continua digitalización y miniaturización de aplicaciones personales y portables.”. La disipación de potencia alcanza valores tan bajos como 0.05 mili-watts para un millón de instrucciones por segundo[31]. Además, el C5515 posee dos unidades aritmético-lógicas que funcionan en paralelo para mejorar el rendimiento general del procesador; la ALU principal es de 40 bits y se encarga de las operaciones de alta precisión, mientras que la secundaria es de 16 bits y trabaja con aritmética más simple. Otra característica que resalta es la cantidad de puertos (o buses) implementados en el DSP que permiten el flujo de datos, direcciones e instrucciones dentro y fuera del procesador. El C5515 cuenta con 12 buses independientes y capaces de funcionar en paralelo, de los cuales tres son para lectura de datos, dos son para escritura de datos, cinco son para direcciones de datos, uno para la lectura del programa y uno más para las direcciones del programa.

Una característica interesante de este DSP es el uso reducido de memoria, que aumenta a gran escala la eficiencia del procesamiento. Internamente, el C5515 es capaz de manejar instrucciones de longitud variable entre 8, 16, 24, 32, 40 y 48 bits; gracias a esto la codificación de instrucciones será basada en los límites de la instrucción, y por consiguiente su complejidad. Posterior a la codificación del programa se utiliza un búfer de 64 bytes para poner en espera ciertos bloques de instrucciones. El uso de un búfer le permite al procesador ejecutar un mismo bloque de instrucciones repetidas veces sin necesidad de acceder a la memoria cada vez, lo que se traduce en una gran mejora de rendimiento y disipación de energía. Una eficiente implementación del código también se refleja en forma de una mayor densidad de código[31].

El C5515 también logra incrementar el rendimiento y reducir la disipación de energía mediante un incremento en el paralelismo facilitado por la implementación de dos ALUs. Sin embargo, en la arquitectura del DSP y al mismo nivel que la ALU de 40 bits también se incluyen dos unidades MAC, llamadas así por el proceso de multiplicar-y-acumular. En un solo ciclo de procesamiento cada unidad MAC es capaz de realizar una multiplicación de 17 bits por 17 bits y una suma o resta de 40 bits. Por si no fuera suficiente, en el mismo nivel el C5515 también dispone de cuatro acumuladores con capacidad de 40 bits cada uno, los cuales permiten almacenar resultados de cualquier operación. Finalmente, además de la ALU, las dos unidades MAC y los 4 acumuladores, el C5515 también cuenta con un “shifter” que permite recorrer los valores de los acumuladores hasta 31 bits a la izquierda o hasta 32 bits a la derecha.

### **2.11.2 Aplicaciones**

El bajo consumo de potencia del DSP TMS320C5515 lo hace una muy buena opción para aplicaciones que requieren un uso prolongado de baterías, como sistemas portables, y también es una buena opción en sistemas de infraestructuras de alta eficiencia energética.

Las características del C5515 lo hacen particularmente efectivo en aplicaciones dentro del campo de las telecomunicaciones como parte de teléfonos celulares o sistemas de comunicación personal, dispositivos de internet o electrodomésticos con terminales de información, sistemas de telefonía multicanal energéticamente eficientes, etc. Además se puede utilizar el C5515 en sistemas digitales de entretenimiento o funciones especializadas, como en reproductores portátiles, cámaras digitales y dispositivos médicos portables. Entre los dispositivos médicos destacan los aparatos para la sordera, oxímetros, glucómetros, pulsómetros, fonocardiógrafos y electrocardiógrafos. En general, el C5515 tiene muy buen desempeño con algoritmos de codificado y decodificado de voz, cancelación de eco acústico o ruido, modulación y demodulación de señales, compresión y descompresión de audio y video, encriptación y des-encriptación de voz, reconocimiento de voz y síntesis de voz, entre otros.

El documento con las características técnicas generales del C5515 menciona 4 categorías de aplicaciones en las que las cualidades del DSP podrían desempeñar un rol significativo, a continuación se traducen y se resumen:

- 1) Aplicaciones que requieran vida de batería mucho más larga mientras se mantiene o incrementa ligeramente el desempeño.
- 2) Aplicaciones que requieran un desempeño mucho mayor mientras se mantiene o incrementa ligeramente la vida de la batería.
- 3) Aplicaciones que requieran dimensiones muy pequeñas, consumo de potencia ultra bajo, y niveles bajo a medio de desempeño del DSP.
- 4) Aplicaciones de infraestructuras energéticamente eficientes que necesiten una densidad de canal incrementada mientras cumplen requerimientos estrictos de potencia y espacio a nivel de placa.

## 2.12 Funciones para Procesamiento de Señales en LabView

La Ingeniería Biomédica ha evolucionado significativamente en los últimos años para abarcar áreas avanzadas en las ciencias de la vida, así como la ingeniería mecánica y eléctrica, procesamiento avanzado de señales e imágenes, adquisición de datos e instrumentación. LabVIEW<sup>1</sup> de National Instruments, un lenguaje de programación gráfica, ha sido utilizado por los ingenieros biomédicos para una variedad de tareas de adquisición de datos a la instrumentación. Además, LabVIEW ha evolucionado para ofrecer a educadores herramientas de gran alcance para el procesamiento de señales, procesamiento de imágenes y control. Sin embargo, desde que LabVIEW es también un lenguaje de programación de propósito general, las funciones y las paletas no están necesariamente organizadas de una manera "biomédica-amigable". Como resultado, los ingenieros y estudiantes tienen que navegar por menús sofisticados para llegar a las funciones más apropiadas para las tareas que les gustaría hacer[32].

En resumen LabVIEW cuenta con un kit de inicio de Ingeniería Biomédica, el cual está disponible en línea como descarga gratuita, este añade una paleta personalizada de "Aplicaciones Biomédicas" al entorno de LabVIEW que se puede personalizar para abordar una amplia variedad de tareas en ingeniería biomédica incluyendo instrumentación, y adquisición de datos. Además, dado que este kit de inicio se basa en programación gráfica para LabVIEW.

### 2.12.1 Evolución de LabVIEW

En sus inicios LabVIEW comenzó como una herramienta para instrumentación y adquisición de datos. En los últimos tiempos, se han agregado varias herramientas a LabVIEW que lo convierten en un verdadero lenguaje de programación, incluyendo características que permiten a los ingenieros y estudiantes diseñar filtros digitales,

---

<sup>1</sup> LabView es un lenguaje de programación gráfico para el diseño de sistemas de adquisición de datos, instrumentación y control.

FPGAs<sup>2</sup>, adquirir y analizar imágenes de una variedad de cámaras y la construcción de dispositivos médicos y la adición de código de script a LabVIEW VIs.

Una consecuencia directa de estos desarrollos han sido estructuras con menús sofisticados como el que se muestra en la Figura 2.17, en este caso se muestra la paleta de Funciones que se tiene en la ventana donde edita el código fuente “Block Diagram<sup>3</sup>” en LabVIEW.

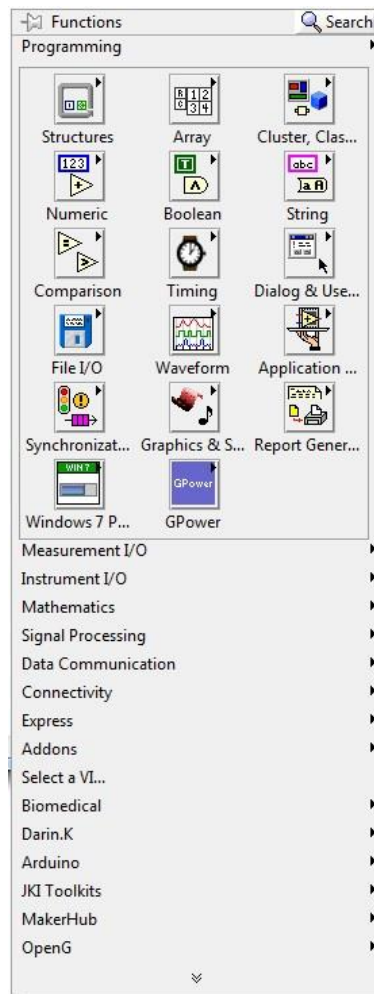


Figura 2.17 Paleta de Funciones en LabVIEW.  
Fuente: Ver Referencia [32].

<sup>2</sup> FPGA Field Programmable Gate Array.

<sup>3</sup> Block Diagram. Diagrama a Bloques, ventana donde se edita el código fuente para los programas en LabVIEW.

Una de las principales herramientas utilizadas en esta tesis es la paleta “Signal Processing”, en la cual se encuentra la mayoría de funciones utilizadas para desarrollar algoritmos orientados a aplicaciones de Procesamiento de Señales biomédicas. En la Figura 2.18 se muestra una imagen de la paleta que contiene las funciones de procesamiento de señales en LabVIEW, por ejemplo en la imagen está señalada la función para detectar el pico de una forma de onda y la ruta de navegación para seleccionarla.

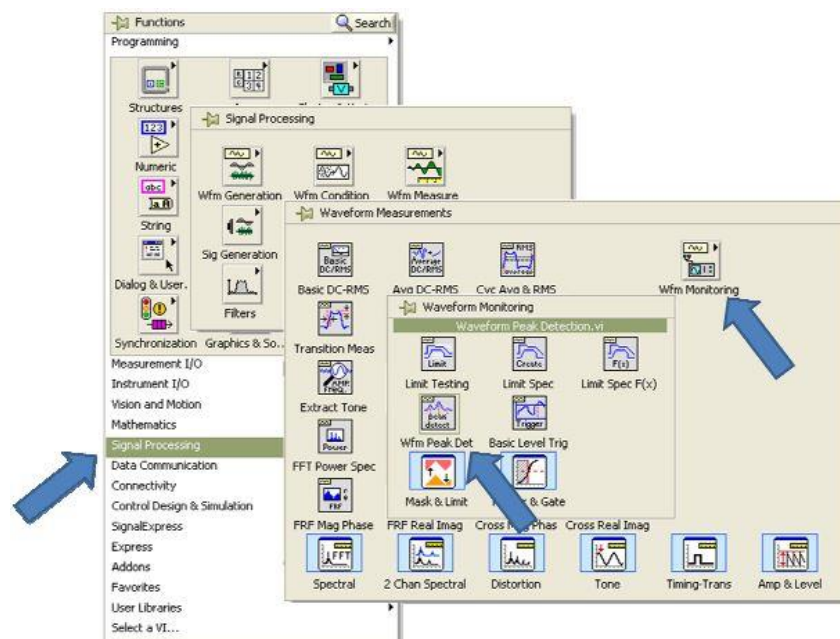


Figura 2.18 Accesando a la Funcion Waveform Peak Detect en LabVIEW  
Fuente: Ver Referencia [32].

## 2.13 Simulador de Paciente o Generador de señales ECG

### 2.13.1 Introducción

Un simulador de señales cardiacas constituye una herramienta de gran ayuda tanto para el área médica como para la tecnológica pues brinda la posibilidad de hacer pruebas que podrían no resultar viables en personas, puede ser útil también, para el estudio y

diagnóstico de enfermedades cardíacas y además puede ser utilizado para realizar pruebas a equipo médico.

En los últimos años se han desarrollado distintos generadores de ritmos cardíacos en varias universidades en el mundo, algunos basados en modelos matemáticos, existen incluso otros de forma comercial, que generalmente no mencionan la forma en que producen los ritmos cardíacos, ya que son esencialmente destinados para el personal médico[33].

En el campo de la instrumentación para la simulación de señales ECG, existe actualmente una amplia gama dispositivos comerciales, pero su elevado costo determina que la mayoría de los servicios de mantenimiento biomédico o ingeniería clínica carecen de ellos. Por esa razón en muchas ocasiones, los chequeos y calibraciones se efectúan con instrumental inadecuado o no se realizan con la frecuencia requerida. Los simuladores de paciente ECG son, también, utilizados en bancos de prueba de laboratorios de instrumentación biomédica, ya sea a nivel académico o industrial y para el entrenamiento en la caracterización del ECG. En la Figura 2.19 se muestra el esquema general de funcionamiento de un simulador de señales tipo ECG, el cual debe contar con una serie de pulsadores para elegir el tipo de señal que se desea generar, como parte central un microcontrolador, el cual deberá contener en su memoria una base de datos con los tipos de señales que se pueden generar, posteriormente estos datos pasaran a través de convertidores digital a analógico para reconstruir el tipo de señal ECG seleccionada, en la penúltima etapa estas señales eléctricas pasarán a través de filtros pasa-bajas para eliminar el posible ruido eléctrico que exista y en los rangos de frecuencia adecuados, finalmente en la última etapa dichas señales pasarán a través de atenuadores con amplificadores operacionales donde finalmente se obtienen las señales tipo ECG, con los niveles eléctricos semejantes a los de un paciente real, para tener una idea más clara los niveles eléctricos

que presentan, en la Tabla 3.2 se muestran algunos valores típicos para la medición en una derivación[34].

Tabla 1. Niveles eléctricos promedio de una señal ECG real.  
Fuente: Ver Referencia [34]

| Segmento | $V_{\min.}$ | $V_{\max.}$ | Duración |
|----------|-------------|-------------|----------|
| T-P      | 0           | 0           | 130ms.   |
| P        | 0           | 0.125       | 95ms.    |
| P-Q      | 0           | 0           | 40ms.    |
| Q-R-S    | -0.1mV.     | 0.97mV.     | 65ms.    |
| S-T      | 0           | 0           | 120ms.   |
| T        | 0           | 0.16        | 180ms    |

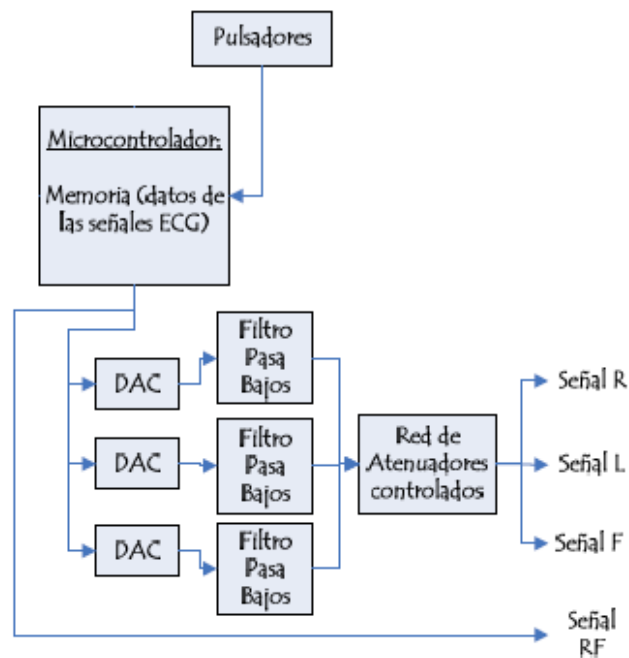


Figura 2.19 Esquema general de funcionamiento de un simulador de señales ECG.  
Fuente: Ver Referencia [35].

# Capítulo 3

---

## Metodología y herramientas utilizadas

### 3.1 Herramientas de desarrollo utilizadas

Dada la importancia de los electrocardiógrafos en la medicina, no resulta extraño pensar en la continua reducción de las dimensiones del dispositivo mientras se conserva o aumenta su funcionalidad. También, la precisión y limpieza del ECG es importante para su correcta interpretación, el uso de sistemas digitales es de gran ayuda en la presentación de las ondas electrocardiográficas. En comparación a algunos sistemas digitales basados en software de sistema o plataformas multifuncionales, los DSPs son elementos de reducidas dimensiones y con un bajo consumo energético, lo que se traduce en fuentes de energía con alta portabilidad y bajo costo. Además, los DSPs gozan de la capacidad de procesamiento necesaria para monitorear y procesar las señales electrocardiográficas.

En este capítulo se presenta la descripción de las herramientas utilizadas en el sistema didáctico y de investigación, primeramente se describe la herramienta de desarrollo DSP TMS320C5515 de Texas Instruments, se trata de un módulo de evaluación (EVM<sup>4</sup>) ensamblado por Spectrum Digital, el cual soporta el Kit de Desarrollo Médico (MDK) ECG para monitoreo de las señales electrocardiográficas, en segundo lugar se describe la herramienta ADS1298ECG-FE de Texas Instruments la cual utiliza el DSP TMS320VC5509, también se utiliza para monitoreo de señales electrocardiográficas, en tercer lugar se describe la herramienta con las funciones de Ingeniería Biomédica para el software de programación LabVIEW que permite calcular algunos parámetros y características de las señales ECG, en cuarto lugar se describe la metodología para poder acceder de forma remota al programa desarrollado en LabVIEW y finalmente se describe el simulador de paciente LF03670U de la marca Nasco, el cual permite generar bioseñales tipo ECG, que son muy similares a las de un ser humano, en el cual es posible seleccionar diferentes patologías cardiacas en dos tipos: adulto y pediátrico.

---

<sup>4</sup> La abreviatura EVM, el término módulo de evaluación y el término herramienta de desarrollo son sinónimos.

## **3.2 Herramienta de Desarrollo DSP TMS320C5515 EVM**

Se le denomina módulo de evaluación o EVM pues su objetivo es proporcionar a ingenieros y desarrolladores de software una tarjeta “todo en uno” que les permita evaluar algunas de las características del DSP TMS320C5515. Para fines de investigación esto resulta muy conveniente pues ayuda a determinar si el procesador cubre los requerimientos de las aplicaciones que se planean desarrollar, mientras que para fines educativos es una solución rápida y sencilla para que el estudiante se concentre en descubrir, entender y explotar el potencial de los DSP sin invertir mucho tiempo en diseñar y construir circuitos de prueba. Además, gracias a la calidad y claridad del EVM se logra descartar en gran parte los errores de hardware que normalmente podrían presentarse durante la etapa de pruebas para las aplicaciones en desarrollo. Otro beneficio que vale la pena mencionar es el hecho de que Spectrum Digital, el fabricante del EVM, invita a los usuarios a consultar la documentación relacionada[36] que provee pues se incluye una gran variedad de esquemas, ecuaciones y aplicaciones que facilitan el desarrollo de hardware.

### **3.2.1 Características generales**

El objetivo del módulo de evaluación es facilitarle al usuario las herramientas de hardware necesarias para realizar el mayor número de pruebas posibles sin necesidad de dedicarle muchos recursos al desarrollo de hardware, en la Figura 3.1 se muestra una imagen del módulo de evaluación EVMC5515 con sus componentes electrónicos. Para cumplir con el objetivo mencionado el módulo de evaluación integra en la misma tarjeta múltiples dispositivos de hardware, dando como resultado las siguientes características clave[36]:

- El DSP TMS320C5515 Frecuencia de operación hasta 100MHz.

- Fuente de poder flexible y variable para cada línea de alimentación del C5515 y un suministro de energía de núcleo escalable.
- Códec estéreo TLV320AIC3254
- Puerto compatible con memorias MMC y SD
- Puerto USB de usuario directo del C5515
- Memoria I2C EEPROM de 256 Kbits y memoria SPI EEPROM de 256 Kbits
- Interfaces EMIF, I2S, UART y SPI en los conectores de expansión
- Interfaz externa de emulación JTAG
- Controlador JTAG embebido
- Display LCD a color
- 10 botones de presión para el usuario

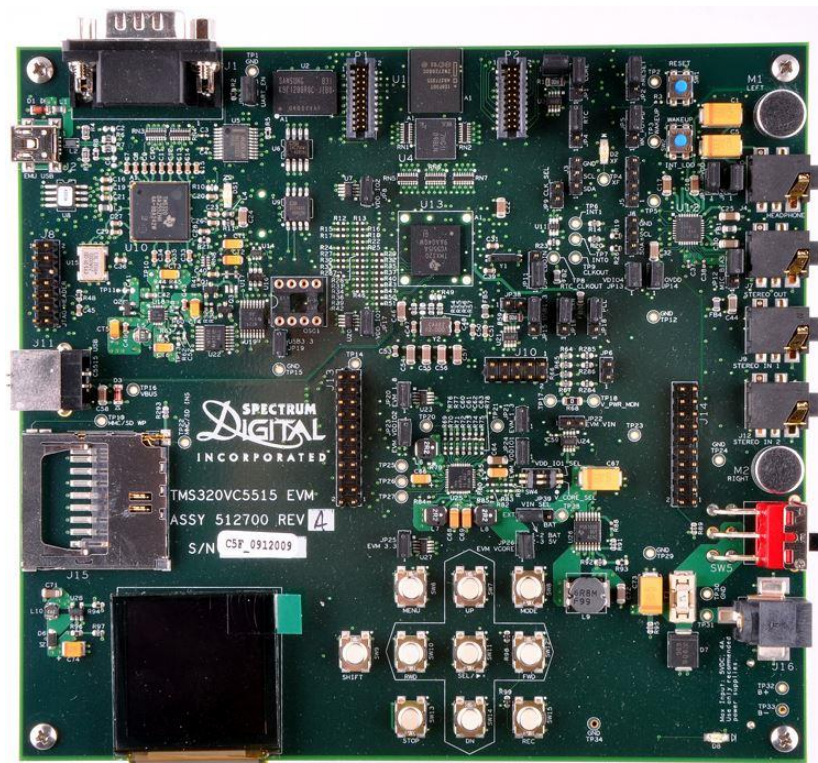


Figura 3.1 Módulo de Evaluación DSP TMS320VC5515  
Fuente: Imagen tomada directamente

La tarjeta opera utilizando una fuente externa de alimentación o baterías, con voltaje de +5 voltios. Para programar en el EVM se usa un software de diseño especializado, propiedad de Texas Instruments, llamado Code Composer Studio (CCS) Integrated Development Environment (IDE).

El C5515 posee múltiples señales generales de entrada y salida (GIO) que pueden ser utilizadas para tareas a nivel de sistema. Las señales GIO se utilizan normalmente para controlar varias funciones del mismo C5515 y se manipulan en la tarjeta usando conectores tipo puente, mejor conocidos como “jumpers”. El DSP C5515 cuenta con treinta terminales o pines de entrada/salida de propósito general (GPIO), dos para interrupciones y una para despertador; en la tarjeta, cada terminal del C5515 se encuentra conectada a alguno de los dispositivos integrados, lo cual resulta en las características clave previamente mencionadas. En el documento de referencias técnicas del EVM, la tabla 1 de la sección 1.5 (titulada “VC5505 GIO Schedule”) incluye una relación de cada terminal con su respectiva función y conexión en la tarjeta[36].

La Figura 3.2 es una vista superior de la tarjeta con indicadores para algunos componentes de interfaz visibles que le facilitan al usuario el acceso a las diferentes señales del EVM. Son de importancia los conectores marcados como J20, J21 y J22, los cuales corresponden a la interfaz para tarjetas “hijas” y que se pueden utilizar para añadir funciones de hardware. También de interés es el conector marcado como J7 que se utiliza para la alimentación de +5 voltios, el conector marcado como J201 que corresponde a la terminal USB usada para emulación y el conector marcado como J13 para las conexiones con protocolo RS-232.

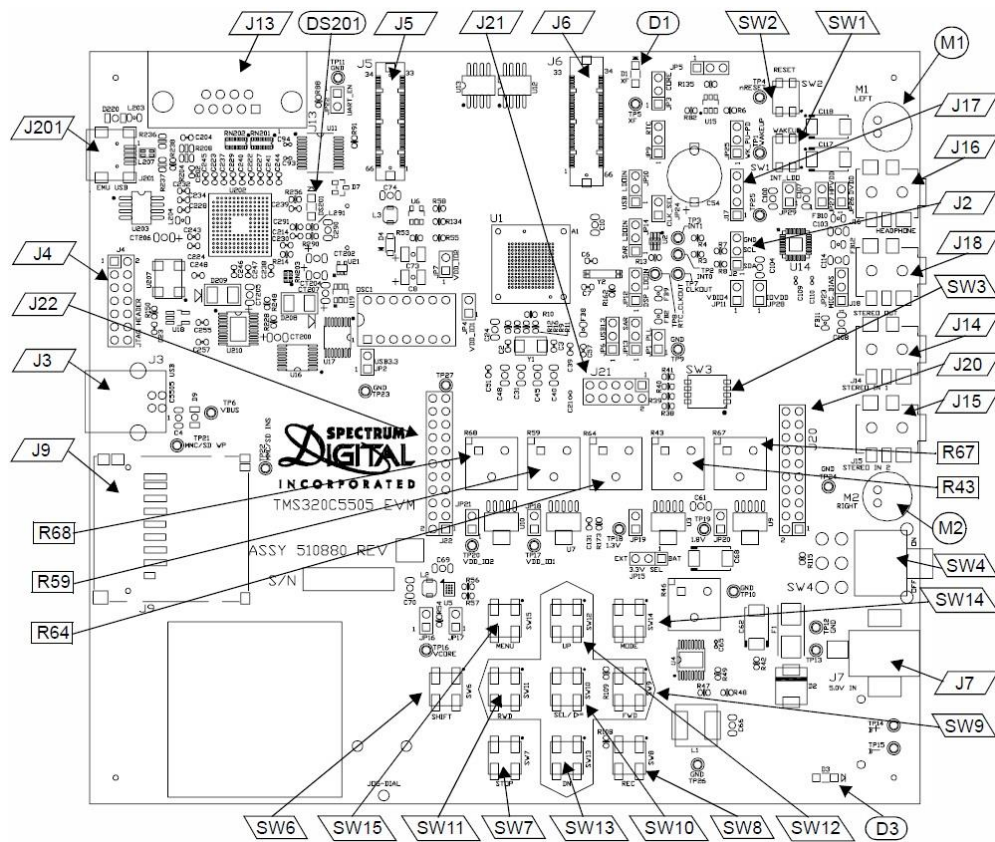


Figura 3.2 Esquema de la superficie del EVMC5515

Fuente: Ver Referencia [36].

Para interactuar con la tarjeta se puede hacer uso de los catorce interruptores disponibles, marcados con la clave SW seguida de algún número. Por ejemplo, el interruptor marcado como SW4 corresponde al encendido y apagado de la tarjeta, SW1 se usa como botón despertador y SW2 es para un reinicio general (reset). En la página 2-19 del documento de referencias técnicas del EVM se puede hallar la tabla 16 titulada “TMS320VC5505 EVM Switches”[36], la cual contiene una relación de la función propuesta por el fabricante para cada interruptor.

La tarjeta como se recibe de fábrica incluye ciertos jumpers en posiciones predefinidas. En las condiciones predefinidas el EVM es capaz de funcionar sin problema con el adaptador

correspondiente para el modo de electrocardiógrafo, por lo que en caso de ser necesario es posible comprobar si los jumpers adecuados se encuentran en su lugar revisando la configuración de fábrica (Factory Default); la comprobación de la colocación de los jumpers por defecto se puede encontrar en la referencia técnica del EVM en la sección 2.6 [36].

### **3.2.2 Configuración del EVM**

Para poder hacer uso del módulo de evaluación es necesario preparar un ordenador que se usará como medio de comunicación entre la tarjeta y el usuario. Antes de poder trabajar con la tarjeta es necesario asegurarse de contar con lo siguiente:

- EVM C5515
- Fuente de poder de +5 voltios, o baterías
- Cables de corriente
- Cable USB correspondiente
- Computadora con CCS IDE instalado

Los requerimientos mínimos de la computadora se presentan a continuación:

- 2GB de almacenamiento libres
- Sistema operativo Microsoft Windows XP/Vista o posterior
- Memoria RAM de 1 GB
- Procesador de 1.5GHz
- Pantalla o monitor a color
- Acceso a Internet
- Puerto USB 2.0 o superior

### 3.2.3 Kit de Desarrollo Médico ECG (MDK) para el EVMC5515

El MDK es una tarjeta diseñada para integrarse al EVM C5515 de Texas Instruments, la alimentación y la interfaz de comunicación se realizan utilizando el conector terminal-frontal universal. Para permitir la conexión de los cables de 10 electrodos se utiliza un conector tipo DB15. En la Figura 3.3 se muestra el kit de desarrollo médico ECG para el TMS320C5515 EVM de Texas Instruments[37].

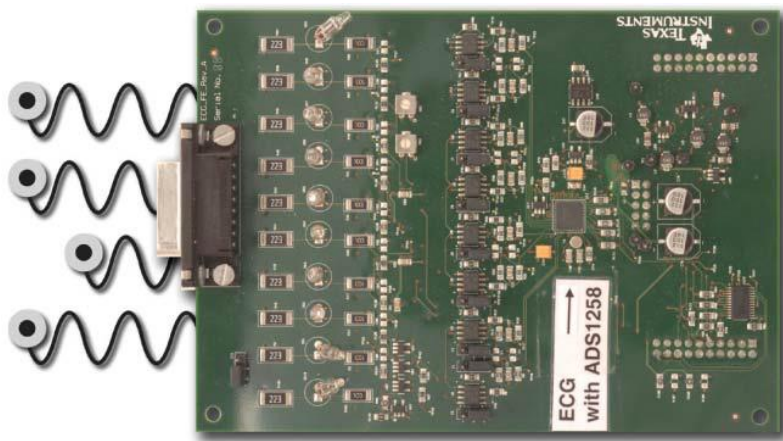


Figura 3.3 Kit de desarrollo médico ECG para el EVMC5515  
Fuente: Ver Referencia [37].

El MDK soporta el desarrollo completo de aplicaciones médicas, por ejemplo, al ser combinado con el C5515 es posible desarrollar aplicaciones de electrocardiografía, estetoscopio digital y oxímetro de pulso. Gracias a las características del módulo, resulta especialmente útil para el monitoreo de señales electrocardiográficas.

### 3.2.4 Características generales y funcionamiento

En la documentación del fabricante que detalla el MDK se enlistan las características clave del sistema como electrocardiógrafo, las cuales se presentan a continuación:

- Salidas para ECG de 12 derivaciones usando entradas de 10 electrodos

- Circuito desfibrilador de protección
- ECG con calidad de diagnóstico con un ancho de banda de 0.05 Hz a 150 Hz
- Despliegue del ritmo de latidos cardiacos
- Detección de derivaciones desconectadas
- Despliegue en tiempo real de las 12 derivaciones del ECG en el display LCD del EVM, de uno en uno.
- Capacidad de ampliar la imagen del eje Y (amplitud) en el display LCD.

Así mismo también se pueden enlistar los componentes clave del módulo ECG AFE:

- ADS1258: Convertidor Analógico Digital (ADC) de 24-bits sigma delta, 16 canales
- INA128: Amplificador de instrumentación de precisión de bajo consumo
- PCA9535: Expansor remoto de 16-bits I2C y SMBus de bajo consumo
- TLV3404: Comparador de salida de drenaje abierto de bajo consumo
- REF5025: Referencia de precisión de muy baja tensión, bajo ruido

El módulo electrocardiográfico se compone de varios circuitos que funcionan en armonía para obtener la señal que se transmitirá al EVMC5515. Los potenciales sensados con los electrodos pasan a través del circuito desfibrilador de protección, luego se derivan 8 de los 12 hilos del ECG y provee la entrada digital al sub-sistema del DSP. La tarjeta establece comunicación con el EVM a través de un conector universal usando interfaces I2C e I2S, y con el mismo conector se obtiene la alimentación para el MDK. El convertidor analógico-digital (ADC) de 16 canales está configurado para muestreo de 500 Hz con una resolución de 24 bits. El ADC utiliza una interfaz con un bus SPI para comunicarse con el C5515.

Para obtener las señales electrocardiográficas se utiliza un cable que consiste de cuatro derivaciones para las extremidades y seis para los electrodos que se colocan en el pecho. Mientras que el lado que sensa las señales consta de conductores para los electrodos superficiales, el lado que se conecta al MDK es un conector del tipo DB15, tal como se

menciona en párrafos anteriores. Si se desea construir un cable propio en vez de tratar de adquirirlo con distribuidores, la descripción y características necesarias para su fabricación se encuentran disponibles en el documento con los detalles del MDK[38].

Para formar las derivaciones del ECG se aprovecha un amplificador de instrumentación que se encuentra montado en el MDK, además de algunas combinaciones con los electrodos. Seguido de la amplificación se encuentra un filtro activo pasa-bajas de primer orden, el cual tiene la función de remover frecuencias por arriba de los 150Hz de cada una de las derivaciones del ECG. Después del filtrado se convierte cada señal analógica en su equivalente digital y se envía al EVM, para lo cual se utiliza la salida del filtro como entrada del convertidor analógico digital. El convertidor a su vez está conectado al C5515 de manera que se obtienen hasta 500 muestras por segundo por canal con una resolución de 24 bits, usando la interfaz SPI. Desde el lado del EVM, para la adquisición de datos provenientes del MDK se utiliza un timer del C5515, el cual genera una interrupción cada 250 microsegundos para adquirir 500 muestras por segundo de únicamente ocho derivaciones del ECG; las cuatro derivaciones restantes (III, aVR, aVL y aVF) se calculan desde el programa.

En el MDK logra calcular el ritmo cardiaco (HR) de acuerdo a un algoritmo de detección del complejo QRS, el cual se implementa en el software que provee el fabricante para trabajar con el MDK. El algoritmo se presenta en el documento que describe la implementación del MDK[38] y consta de los diez pasos siguientes:

1. Calcular la primera derivada de las muestras de las señales de la derivación II del ECG. Los primeros dos segundos de las primeras derivadas se almacenan en un búfer y se obtiene el valor máximo (P) en ese búfer
2. Calcular el umbral como  $0.7 \cdot P$

3. Comparar cada uno de los valores calculados de las primeras derivadas con el umbral calculado
4. Marcar el índice (S1) de muestra de esa muestra en particular siempre que una derivada cruza el umbral
5. Detectar el pico del complejo QRS escaneando las siguientes cuarenta derivadas y obteniendo el máximo (M1). Este valor máximo (M1) se almacena en otro búffer
6. Saltar las siguientes cincuenta muestras para encargarse del intervalo mínimo RR que puede ocurrir en caso de detectar el ritmo cardiaco máximo (240 latidos por minuto), después de un pico en el complejo QRS
7. Detectar los siguientes cinco picos QRS repitiendo los pasos del 3 al 6.
8. Calcular el intervalo RR como el número de muestras entre dos picos QRS consecutivos
9. Calcular el ritmo cardiaco al dividir la frecuencia de muestreo multiplicada por sesenta, entre el intervalo promedio de cinco intervalos RR consecutivos.
10. Recalcular el umbral a partir del valor de los picos QRS detectados.

El programa del fabricante que se graba en el C5515 se encarga de completar las funciones de electrocardiógrafo usando los componentes del MDK que se han mencionado en párrafos anteriores. Así, una vez que se han recolectado e identificado los datos, se le envían a la computadora a través de UART. Los datos enviados corresponden a ocho derivaciones del ECG, y se envían a razón de 250 muestras por segundo por cada derivación, luego la aplicación de la computadora debe derivar las cuatro derivaciones restantes usando los datos de las derivaciones I y II. Para mantener una comunicación correcta con la aplicación de la computadora el procesador envía un encabezado de

sincronización de 5 bytes en longitud junto con los datos de las derivaciones, proceso que se repite cada segundo. Adjunto a los datos, en la misma cadena se incluye el número de paquete, el ritmo cardíaco y los valores del estado de las derivaciones. Finalmente, se envían muestras intercaladas de las ocho derivaciones del ECG. El intervalo entre dos paquetes completos de datos es de 500 microsegundos y por cada nuevo paquete que se envía, el número de paquete incrementa en uno. La Figura 3.4 es un esquema que ayuda a visualizar los dos elementos principales del paquete de datos que se envía a la computadora a través de UART, primero el encabezado y luego los datos de las derivaciones. La secuencia “00 80 00 80 00” corresponde a los 5 bytes que se envían cada segundo para mantener la sincronización. Durante el segundo que transcurre entre cada secuencia de sincronización, el resto de los datos del encabezado sigue siendo transmitido, incrementando el número de paquete cada vez que se han enviado los datos completos de las ocho derivaciones. Tomando en cuenta que los datos para cada derivación están separados en dos bytes (8 bits “altos y 8 bits “bajos”), entre cada incremento del número de paquete se envían 16 bytes. El número de paquete incrementa de uno en uno hasta llegar a 254, caso en el cual se reinicia el contador en 0. Como se mencionó, el número de paquete incrementa de uno en uno hasta llegar a 255, caso en el cual se reinicia el contador en 0; sin embargo, también se reiniciará en caso de que transcurra un segundo, por lo que es posible que el contador se reinicie incluso si no se llega a 255.

#### Encabezado

|    |    |    |    |    |                   |                |                            |                            |
|----|----|----|----|----|-------------------|----------------|----------------------------|----------------------------|
| 00 | 80 | 00 | 80 | 00 | Número de paquete | Ritmo cardíaco | Estado Derivaciones (Bajo) | Estado Derivaciones (Alto) |
|----|----|----|----|----|-------------------|----------------|----------------------------|----------------------------|

#### Datos

|                                                     |                                                   |
|-----------------------------------------------------|---------------------------------------------------|
| 8 Bits menos significativos de la derivación actual | 8 Bits más significativos de la derivación actual |
|-----------------------------------------------------|---------------------------------------------------|

Figura 3.4 Representación gráfica del encabezado y datos enviados por RS232

Fuente: Ver Referencia [38].

### **3.2.5 Programa ejecutable de Texas Instruments para el DSP TMS320C5515**

La empresa Texas Instruments provee un programa ejecutable para el monitoreo de señales ECG para el DSP TMS320C5515, el cual tiene algunas funciones que se describen a continuación, en la Figura 3.5 se muestra una pantalla del programa ejecutable de Texas Instruments que permite monitorear en tiempo real las señales ECG, en este caso para las derivaciones I, II y III, donde se muestran las señales ECG reales que fueron generadas por el simulador de paciente LF03670U que se explica en el apartado 3.5, en el gráfico de la Figura 3.5 se muestra una señal ECG que tiene un ritmo sinusal normal (NRS) con una frecuencia de 72 latidos por minuto, en este caso se trata de una señal ECG normal que podría ser generada por un paciente que no presenta ningún tipo de patología cardíaca, cabe mencionar que dicha señal se genera por default al encender el simulador de paciente LF03670U, en la pantalla de la Figura 3.5 se muestran algunos botones que realizan diferentes funciones, por ejemplo: los botones selectores para las escalas en X e Y, por default tiene X:50 mm/sec, Y: 20 mm/mV, que se pueden cambiar con los botones que se encuentran en la parte inferior izquierda “Scaling on amplitud” y “Scaling on time”; el botón “Start Recording” permite almacenar datos con un pulso de inicio y un pulso de finalización; el botón “Freeze” congela la imagen de la señal ECG que se esté monitoreando y el botón “Cancel” detiene el monitoreo de la señal ECG. Precisamente una de las funciones utilizadas para el almacenamiento de datos, es mediante la función “Start Recording”, posteriormente estos datos almacenados se analizan mediante un programa desarrollado en LabVIEW que permite realizar análisis estadísticos y cálculo de características de la señal ECG medida, como se explica en la sección 2.12 la utilización de las funciones de Procesamiento Digital en LabVIEW .



Figura 3.5 Ventana principal del programa ejecutable de Texas Instruments para monitoreo de señales ECG con el DSP TMS320C5515

Fuente: Captura de pantalla propia.

### 3.2.6 Aplicación desarrollada en LabVIEW para el MDK en tiempo real

Para la construcción del programa en LabVIEW se utilizan los siguientes puntos básicos conocidos hasta el momento:

- El DSP envía a través del transmisor/receptor universal asíncrono (UART) de la tarjeta de pruebas una cadena de sincronización: 0x00 0x80 0x00 0x80 0x00.
- Inmediatamente después de la cadena de sincronización el DSP envía un encabezado de 4 bytes con la información del primer número de paquete (0), el ritmo cardiaco, parte baja del estado de las derivaciones y parte alta del estado de las derivaciones.

- Siguiendo el encabezado se envía la información de las derivaciones, cada una formada por dos bytes (menos significativo y más significativo, en ese orden) y separada por una espera de 500 microsegundos.
- Cada 16 bytes, u 8 derivaciones, se incrementa el número de paquete en 1 y luego se transmite.
- Después de transcurrido un segundo (número de paquete 124, para 115200 baudios), se envía nuevamente la cadena de sincronización, se reinicia el número de paquete en 0 y se envía junto con el encabezado una vez más.

Partiendo de los puntos anteriores se resume el funcionamiento del programa con un diagrama de flujo como el que se muestra en la Figura 3.6

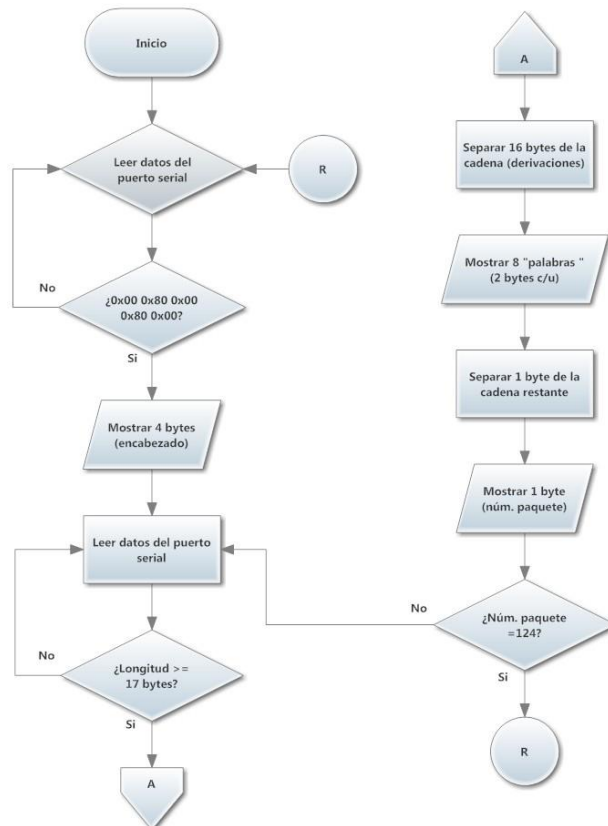


Figura 3.6 Diagrama de flujo para funcionamiento de programa en LabVIEW

Fuente: Elaboración propia

La aplicación de LabVIEW se centra en la comunicación con el EVM mediante el uso del estándar RS-232 y el puerto serial, por lo que se utilizan varias funciones del recurso VISA, múltiples funciones relacionadas con el manejo de arreglos y cadenas de caracteres, varios tipos de ciclos y algo de lógica booleana. En los párrafos siguientes se describe paso a paso la aplicación que se encarga de recibir, separar y presentar los datos que el EVM transmite a través del puerto serial.

El algoritmo se describe seccionando el block diagram<sup>5</sup>, la primera etapa del programa se muestra en la Figura 3.7, en la cual se establecen los parámetros de comunicación para el puerto serial, para lo cual se utiliza la función “VISA Configure Serial Port” con el nombre del recurso en un control visible para el usuario y los parámetros fijos definidos por el fabricante en la hoja de datos del MDK: 9600 baudios, 8 bits de datos y 1.0 bits de paro. Se agrega después un “VISA Enable Event” para indicarle al programa que va a recibir datos del tipo “Carácter serial” (Serial Character) en el puerto especificado.

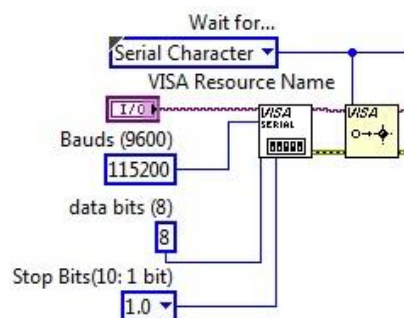


Figura 3.7 Configuración de la comunicación serial  
Fuente: Captura de pantalla propia.

La etapa siguiente consta de múltiples elementos que se colocan dentro de un ciclo “while”, el cual corresponde con la lectura/captura constante de los datos recibidos por el puerto serial y se identifica a partir de este momento como “while principal” como se muestra en la

<sup>5</sup> “Block Diagram” ó diagrama a bloques es la programación gráfica que se realiza en LabVIEW, se considera como código fuente.

Figura 3.8; se trata este tema en el párrafo siguiente. Fuera del ciclo while principal se debe incluir el recurso “VISA Close” para asegurar que la comunicación a través del puerto se finalice correctamente y no genere errores en la aplicación o incluso con otro software.

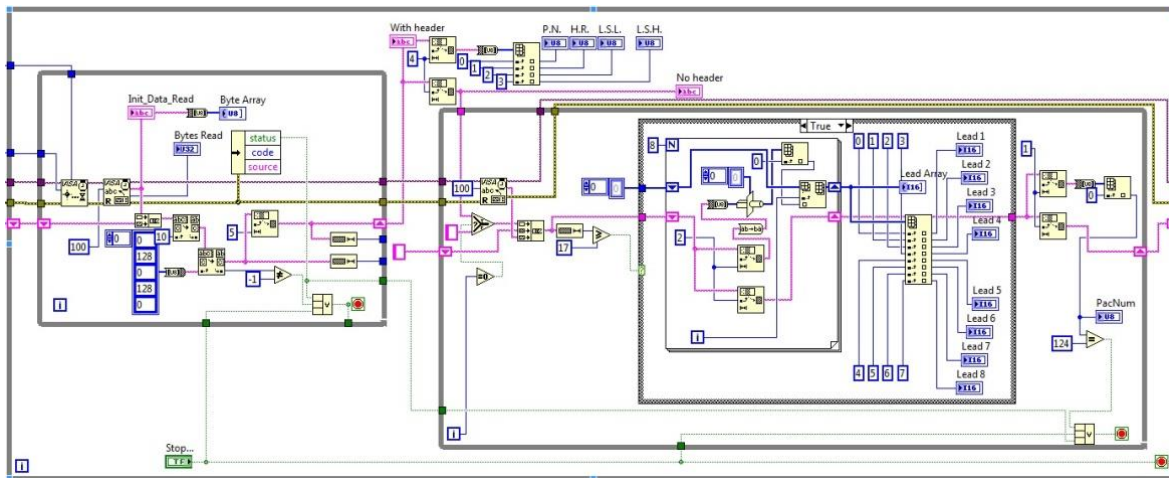


Figura 3.8 Ciclo “While” principal  
Fuente: Captura de pantalla propia

Dentro del ciclo while principal y siguiendo el flujo natural del programa, se encuentra otro ciclo while, en este caso de sincronización como se ve en la Figura 3.9. Dentro del ciclo de sincronización se utiliza el recurso “VISA Wait on Event” para detener el programa hasta que se detecte en el puerto serial un caracter. El programa continúa inmediatamente después de detectar un caracter en el puerto serial, ejecutando el recurso “VISA Read” para recibir una cadena de caracteres. La cadena de caracteres se concatena con un “shift register” para no perder datos con cada reinicio del ciclo de sincronización mientras se busca la combinación adecuada. Después de la función concatenar se realiza una búsqueda en la nueva cadena con “Search/Split String”, en grupos de 10 bytes, con la intención de encontrar la secuencia exacta (ahora en decimal) de “0-128-0-128-0”. En caso de no encontrar una coincidencia la función devuelve un valor de -1, remueve los 5 bytes que no coincidieron y permanece dentro del ciclo de sincronización buscando; pero si el valor es diferente de -1

significa que se ha encontrado la cadena buscada y sale del ciclo de sincronización, entregando en el shift register el resto de los datos que no son los bytes de sincronización.

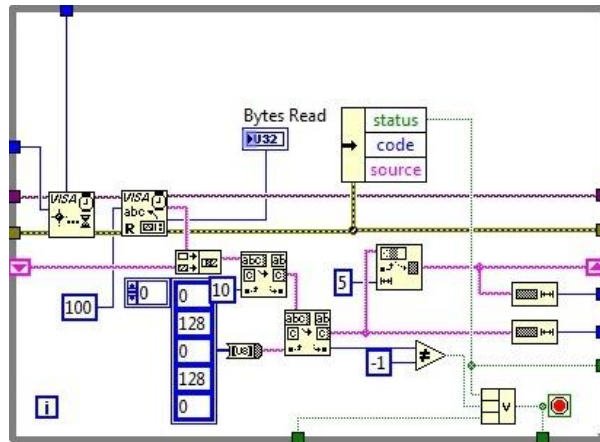


Figura 3.9 Ciclo "While" de sincronización  
Fuente: Captura de pantalla propia

La cadena que sobra después de los bytes de sincronización incluye cualquier dato de las derivaciones que pueda o no haber sobrado durante la búsqueda. De todos los datos sobrantes que se toman del shift register, se extraen los 4 bytes sobrantes inmediatos después de la cadena de sincronización y se colocan en un arreglo para mostrar cada uno de los datos del ritmo cardíaco (H.R.), el número de paquete (P.N.) y los dos bytes (L.S.L. y L.S.H) de estado para las derivaciones como se observa en la Figura 3.10. Los datos que puedan o no sobrar en esa cadena se incluyen en el ciclo siguiente, el cual corresponde al ciclo de separación de los datos para las derivaciones y los números de paquete.

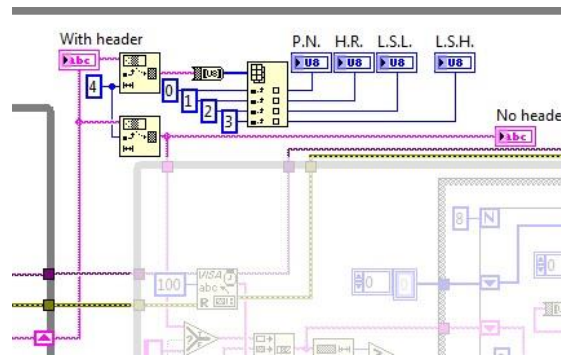


Figura 3.10 Separación de los datos del encabezado  
Fuente: Captura de pantalla propia

El ciclo siguiente, el de separación de datos se puede observar en la Figura 3.11, tomará una lectura con “VISA Read” para luego unirla con los datos (si existen) sobrantes del ciclo de sincronización y con un shift register de los datos sobrantes que no se puedan separar correctamente en cada vuelta del ciclo de separación. La nueva cadena se mide en longitud para asegurar que sea de por lo menos 17 bytes (16 bytes de derivaciones y 1 byte de identificación por número de paquete) y, si no lo es, se deben recolectar más datos hasta que posea mínimo esa longitud. Cuando la cadena mide por lo menos 17 bytes se introduce en un ciclo “for” que se encarga de separar la cadena en “palabras” de 2 bytes e insertarlas en un arreglo de variables enteras de 16 bits. Al completar el arreglo con los 8 pares de datos (8 palabras, 16 bytes) se grafica cada uno independiente y simultáneamente. Después de graficar los primeros 16 bytes, se remueve y compara el byte restante como número de paquete para identificar si es igual a 124 (final de la transmisión de 1 segundo a 115200 baudios), se coloca en el shift register del ciclo de separación el sobrante de datos de la cadena concatenada y el ciclo de separación reinicia. Si el número de paquete fuera 124, se colocan todos los datos sobrantes en el shift register del while principal y todo el código se repite a partir de la búsqueda de la cadena de sincronización.

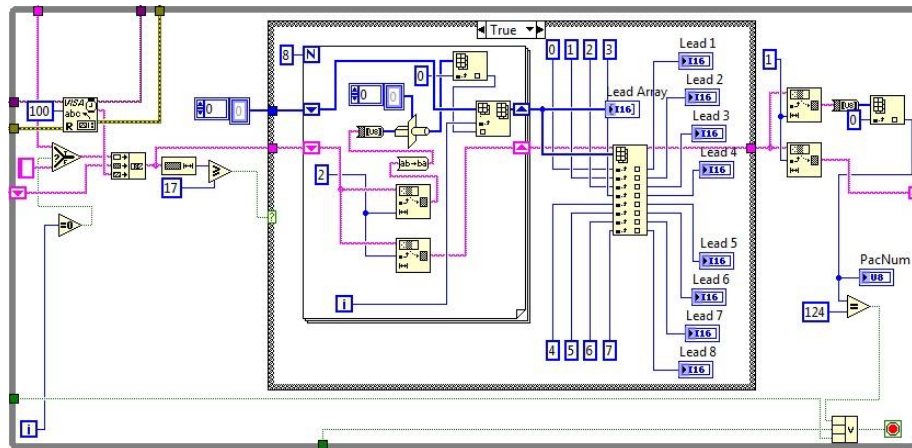


Figura 3.11 – Ciclo de separación de datos

Fuente: Captura de pantalla propia

Para evitar que haya ciclos infinitos o que al forzar el paro del programa con los controles de LabVIEW haya conflictos con el puerto serial, la aplicación debe ser detenida utilizando el control de botón de paro. La aplicación también se detendrá automáticamente si se encuentran errores en la comunicación serial, como se daría el caso si se ejecutara la aplicación sin tener conectado el EVM C5515.

### 3.2.7 Aplicación desarrollada en LabVIEW para el MDK para lectura de datos

Por otro lado se desarrolló un programa en el software de programación gráfica LabVIEW, que tiene la capacidad de leer la base de datos guardada con el programa ejecutable descrito en la sección 3.2.5 con la función “Start Recording”, en la Figura 3.12 se muestra el Block Diagram<sup>6</sup> del programa desarrollado en LabVIEW utilizado para la lectura de datos de una señal ECG que ha sido previamente guardada, el funcionamiento del algoritmo se describe a continuación:

<sup>6</sup> “Block Diagram” ó diagrama a bloques es la programación gráfica que se realiza en LabVIEW, se considera como código fuente.

En el primer paso se genera una ventana de dialogo para seleccionar el archivo a leer, en el segundo paso convierte la cadena delimitada por tabuladores en la matriz de cadenas y la información de marca de tiempo de la tira de datos, en el tercer paso carga la matriz de cadenas de datos de marca de tiempo en el cuadro de lista, en el cuarto paso convierte la matriz de datos en 2D a la matriz numérica y lo pasa al indicador gráfico. Se utiliza el cuadro de lista para seleccionar el índice de los datos que se van a graficar. Espera a que la actividad del panel frontal haga una pausa en el bucle while hasta que detecte una actividad del Panel Frontal<sup>7</sup>, en el quinto paso borra los controles del panel frontal de los datos actuales, en el sexto y último paso solo chequea si hay errores.

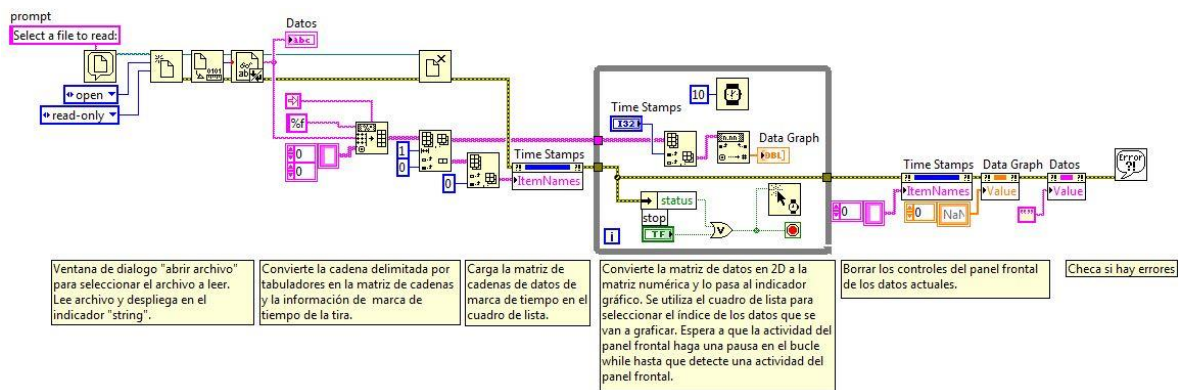


Figura 3.12 Diagrama a bloques del programa desarrollado en LabVIEW para lectura de datos con el DSP  
TMS320C5515

Fuente: Captura de pantalla propia.

<sup>7</sup> Panel Frontal es la pantalla de usuario generada mediante la programación en LabView para entrada y salida de datos.

### 3.3 Herramienta de desarrollo ADS1298ECG-FE

#### 3.3.1 Introducción

En esta sección se describe la segunda herramienta de desarrollo de Texas Instruments, se trata del módulo ADS1298ECG-FE, el cual está diseñado para fines de evaluación, contiene el circuito integrado ADS1298 que es un chip de baja potencia, ADC con una resolución de 24 bits, muestreo simultáneo, interfaz de ocho canales para aplicaciones de ECG y EEG. La interfaz de control digital SPI es proporcionada por la tarjeta madre EVM MMB0 modular. El módulo de evaluación ADS1298ECG-FE se muestra en la Figura 3.13, su propósito es para fines de evaluación y desarrollo. La salida del ADS1298 produce una señal sin filtrar de tipo ECG, la tarjeta madre MMB0 modular permite conectar el ADS1298ECG-FE a la computadora a través del puerto de comunicaciones USB.

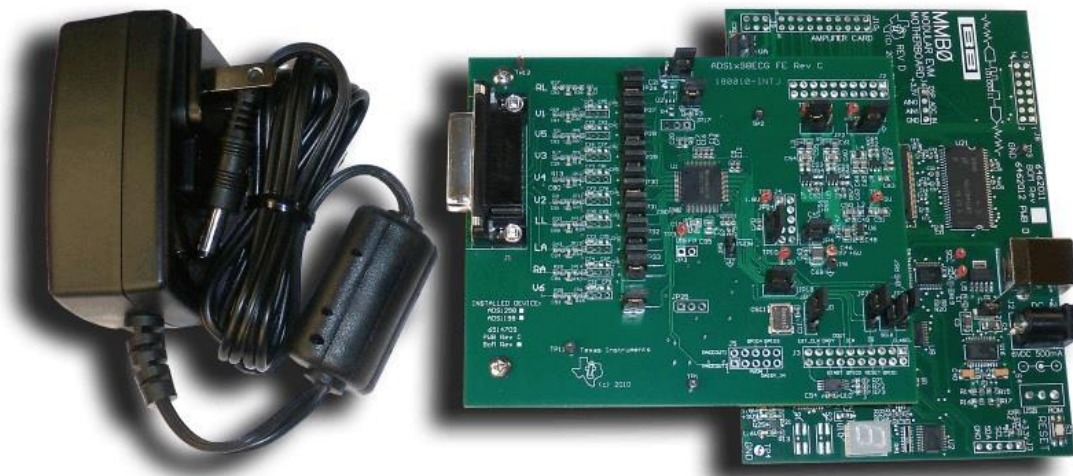


Figura 3.13 ADS1298ECG-FE de Texas Instruments.  
Fuente: Ver Referencia [39].

### 3.3.2 Hardware Tarjeta Madre MMB0 modular

El procesador embebido M051 con un núcleo Cortex-M0 es usado para controlar la adquisición, procesamiento y transmisión de datos ECG en el sistema, y la implementación de 12 derivaciones ECG para muestreo de datos y conversión AD. El sistema mínimo del M051 incluye un sistema de Reset, cristal externo con una frecuencia de 12 MHz, Led para depurar, interface de comunicación SPI, interface de depuración y pines libres para futuras extensiones. En el módulo de adquisición de señales ECG, el ADS1298 es controlado por el SCMM051, en la Figura 3.14 se muestra una imagen de la tarjeta madre MMB0 modular.

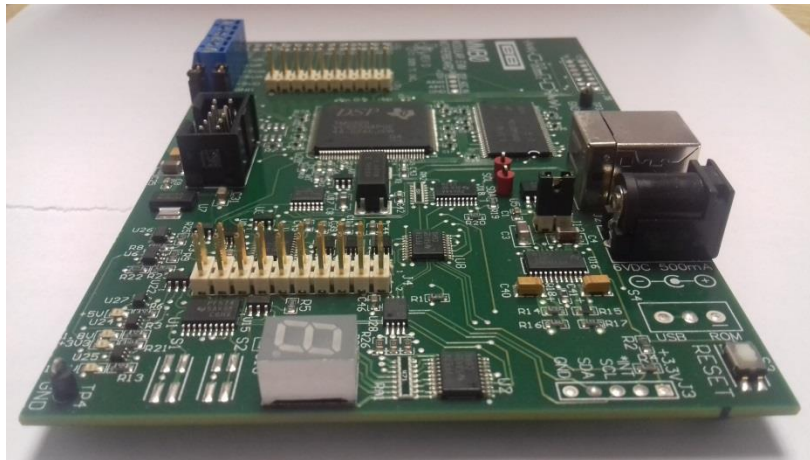


Figura 3.14 Tarjeta Madre MMB0 modular.  
Fuente: Imagen tomada directamente.

### 3.3.3 Hardware Tarjeta Hija ADS1298 ECG-FE

En esta sección se describe el hardware de la tarjeta hija utilizada ADS1298 ECG-FE, la cual contiene el circuito integrado ADS1298 que es un convertidor analógico digital de bajo consumo diseñado para la medición de biopotenciales. Tiene 8 canales de entrada con una resolución de 24 bits por cada canal, soportando simultáneamente muestreos de todos los canales, en la Figura 3.16 se muestra una imagen del hardware de la tarjeta hija ADS1298 ECG-FE. El módulo de evaluación ADS1298 ECG-FE está configurado para ser usado con la

tarjeta madre MMB0 modular. Las principales características del sistema ADS1298 (SOC<sup>8</sup>) son:

- Ocho circuitos integrados INAs<sup>9</sup> y ADCs<sup>10</sup> con una resolución de 24 bit.
- Adecuado para aplicaciones de 3 derivaciones, 5 derivaciones y 12 derivaciones.
- Bajo consumo de potencia (1mW/canal)
- Transferencia de datos de 250 SPS<sup>11</sup> a 32 kSPS.
- Alimentación analógica unipolar o bipolar , alimentación digital 1.8V a 3V
- Circuitería de detección PACE<sup>12</sup> y derivación inactiva (Lead off).
- Oscilador chip encendido
- Amplificador RLD chip encendido
- Controlador WCT chip encendido
- Interface de datos SPI

La tarjeta hija ADS1298ECG-FE se muestra en forma de diagrama de bloques en la Figura 3.16, la cual puede ser usada como una tarjeta estándar de demostración, para aplicaciones ECG de 12 derivaciones con una configuración de entrada de 10 electrodos. Los usuarios pueden también pasar a una configuración de 12 derivaciones y proveer cualquier tipo de señal directamente al ADS1298 a través de una variedad de ajustes en los puentes (jumpers JP30-37 ver sección 8.2 del manual de TI) [39]. Los circuitos de soporte externo son provistos para propósito de pruebas externas tales como referencias externas, señales de reloj,

---

<sup>8</sup> La abreviatura SOC, se refiere al tipo de encapsulado del circuito integrado o chip.

<sup>9</sup> La abreviatura INA, se refiere a un chip Amplificador de Instrumentación

<sup>10</sup> La abreviatura ADC, se refiere a chip Convertidor Analógico Digital.

<sup>11</sup> La abreviatura SPS, en ingles samples per second, significa muestras por segundo.

<sup>12</sup> La abreviatura PACE, en ingles samples per second, significa muestras por segundo.

resistencias de derivación inactiva y amplificadores de control de blindaje. En la Figura 3.16 se muestra la imagen de la tarjeta hija ADS1298ECG-FE con los componentes electrónicos.

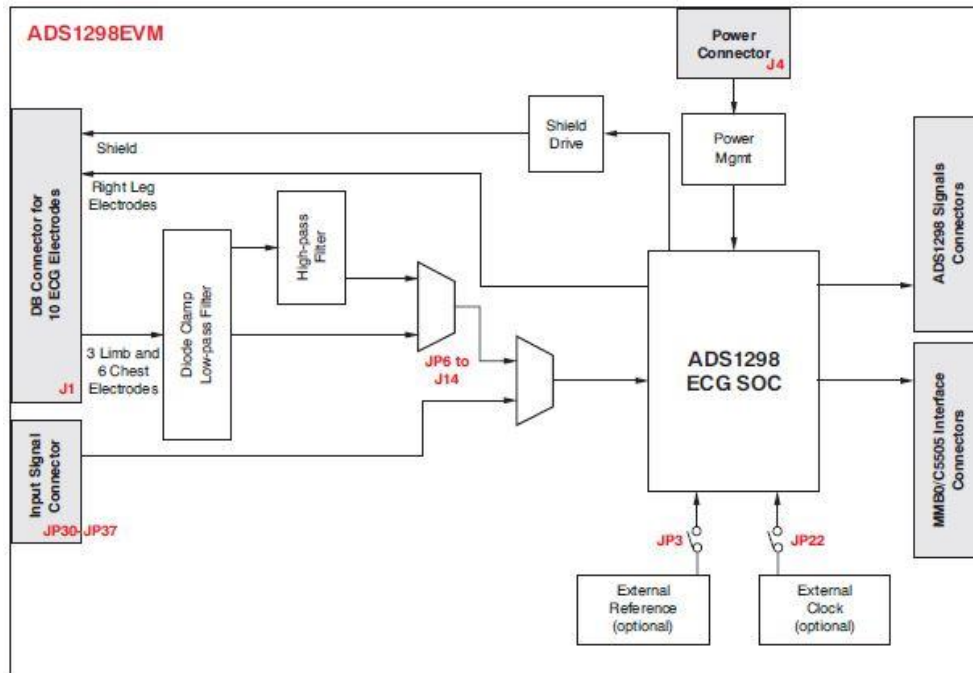


Figura 3.15 Diagrama a bloques de la tarjeta hija ADS1298ECG-FE de TI.  
Fuente: Ver Referencia [39].

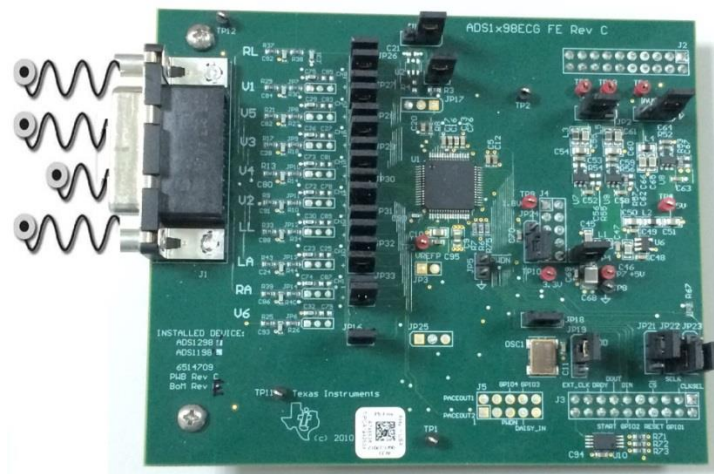


Figura 3.16 Imagen de la tarjeta hija ADS1298ECG-FE de Texas Instruments.  
Fuente: Ver Referencia [39].

### **3.3.4 Comunicación entre Tarjeta Madre y Tarjeta Hija**

La SPI (Interface Serial Periférica) es usada para implementar la comunicación serial entre el microcontrolador y los periféricos. El M051 provee dos interfaces SPI de alta velocidad, una para comunicación con el ADS1298 y la otra para el nRF4LE1. La comunicación serial entre SPI y al ADS1298 es habilitada por CS (Chip Select). Durante todo el proceso de comunicación, CS puede permanecer en bajo. En el fin de la comunicación serial, solo 4 pulsos de reloj son necesarios antes que CS es puesto en alto para resetear la comunicación. Después del reseteo, las señales CLK y DIN serán ignoradas, y DOUT estará en un estado de alta impedancia. CS puede ajustarse a alto y luego bajo para restablecer la interfaz serie cuando el dispositivo deja de funcionar debido a pulsos de reloj redundantes

La señal de reloj serial (SCLK) se utiliza para cambiar los datos. Los datos ECG se transmiten en forma de tramas continuas. Los datos se agrupan por byte para asegurar que la interfaz de comunicación funcione bien. El pin de entrada de datos (DIN) se utiliza para recibir datos de ADS1298 cuando se produce el flanco descendente de SCLK. El pin de salida de datos (DOUT) se utiliza para enviar los datos de conversión y registrar datos en el flanco ascendente de la señal de reloj.

### **3.3.5 Software**

Texas Instruments provee el software ejecutable para la herramienta de desarrollo ADS1298ECG-FE, el software provee control completo para todos los ajustes del ADS1298. Mediante una interface de usuario como se muestra la pantalla de inicio en la Figura 3.17, la cual consiste de un menú de usuario con 4 diferentes opciones, las opciones son: "About", "ADC Register", "Analysis", "Save", que se pueden seleccionar mediante los tabuladores.

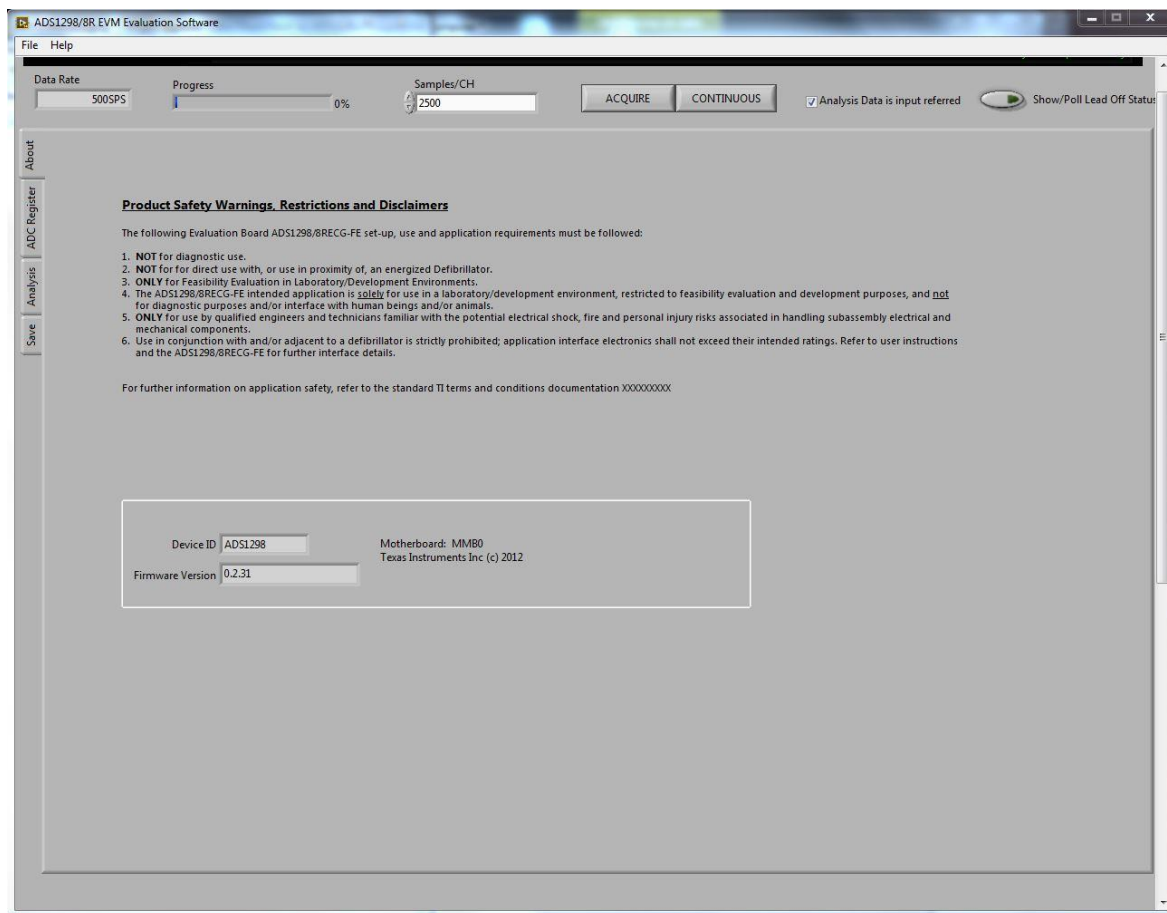


Figura 3.17 Pantalla de Software de inicio proporcionado por TI.  
Fuente: Ver Referencia [39].

En la Figura 3.18 muestra la pantalla de display ECG provista por el software de TI, la cual se puede desplegar mediante el tabulador “Analysis”, en este caso en el gráfico se pueden observar señales ECG que se puede medir mediante la herramienta ADS1298ECG-FE, configurando las entradas como “Electrodo Normal”.

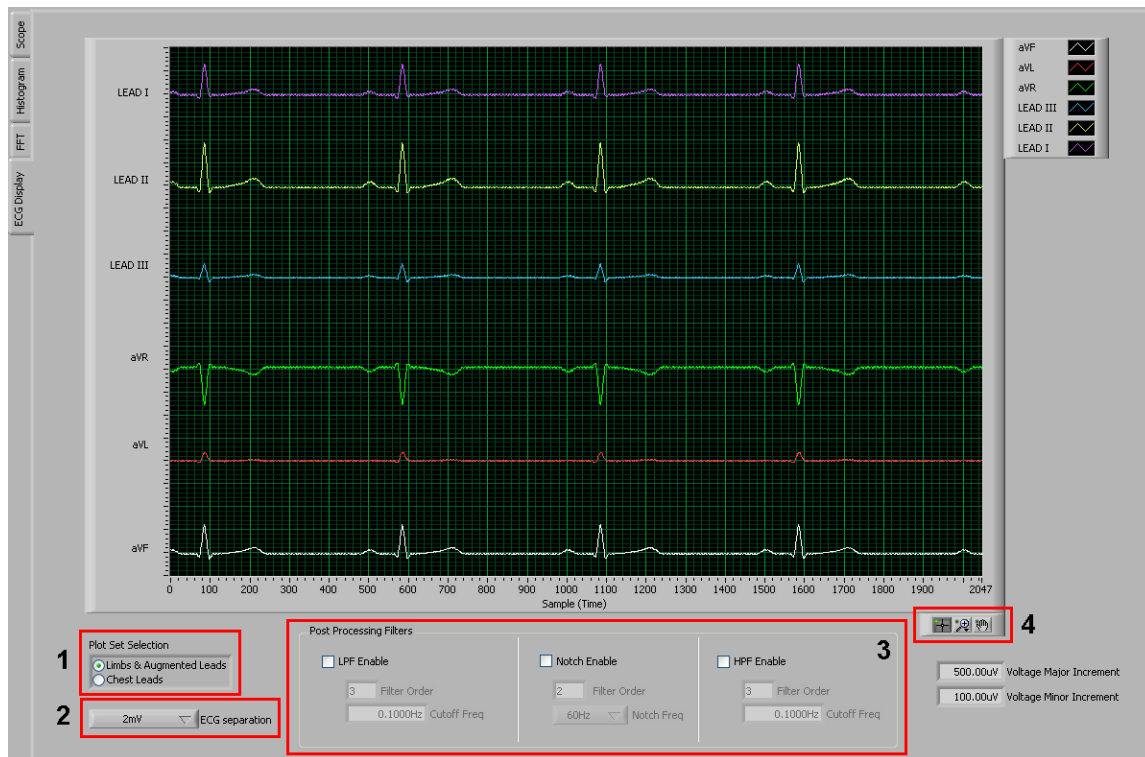


Figura 3.18 Display ECG con Derivaciones I-III proporcionado por TI.  
Fuente: Ver Referencia [39].

### 3.3.6 Funcionamiento básico

El ADS1298ECG front-end PDK es un conjunto de dos tarjetas de TI (MMB0 y ADS1298ECG FE), la cual está diseñada para fines de evaluación de señales ECG en tiempo real. El kit es compatible con Code Composer Studio y se puede programar mediante C/C++. Sin embargo, la tarjeta viene ya programada de fábrica para aplicaciones básicas y tiene un componente de eliminación de 60 Hz. Por lo tanto el ADS1298ECG front-end PDK puede ser usado como un sistema de evaluación para adquisición de señales biomédicas, la conversión A-D y filtrado para fines didácticos. La tarjeta viene con su propio software, necesario para mostrar los datos adquiridos. La última versión del software está disponible gratuitamente en el sitio de TI, se trata de un programa ejecutable que puede ser utilizado para dichos propósitos.

### 3.3.7 Aplicación desarrollada en LabVIEW para el ADS1298ECG-FE

Cada componente de la señal ECG o complejo QRS describe una etapa de cada movimiento producido por el corazón durante el proceso de compresión y dilatación que permite llevar la sangre a los diferentes sistemas del cuerpo humano, como se pudo observar la señal ECG de la Figura 2.6 en este caso el complejo QRS.

Dentro del complejo QRS se destaca la onda R, que corresponde al pico positivo de mayor amplitud en la señal ECG. El tiempo entre cada onda R (Tiempo R-R) permite el establecer el valor de la frecuencia cardiaca instantánea. Debido a que se ha demostrado que el tiempo entre ondas R no es estable, es necesario tener en cuenta que la frecuencia cardíaca presenta una variabilidad y que su medición puede aportar información del estado del sistema cardiaco y también del comportamiento del sistema nervioso autónomo[40].

El valor de la frecuencia cardiaca instantánea puede ser estudiado a través de los diferentes valores del Tiempo R-R entre cada latido calculado durante la adquisición de una señal ECG. En la Figura 3.20 se puede observar la dimensión del intervalo RR o también denominado valor de Tiempo RR calculado a través de dos ondas R consecutivas.

Con los valores de Tiempo RR tomados de la señal ECG se genera un arreglo de datos que es denominado “señal de ritmo cardiaco” como se observa en la Figura 3.19. Esta señal puede ser analizada a través de índices estadísticos (dominio del tiempo) y por medio de medidas extraídas en el cálculo del espectro (dominio de la frecuencia).

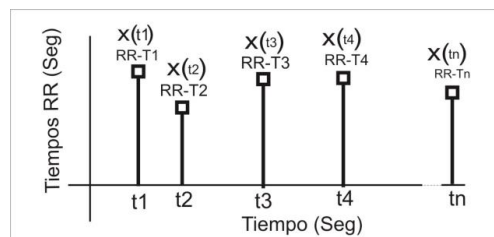


Figura 3.19 Tiempos RR de una señal ECG.  
Fuente: Ver Referencia [40].

El algoritmo que se propone para la obtención de características de la señal ECG, se basa principalmente en la obtención de 5 parámetros o características, los cuales podrían permitir determinar algún tipo de diagnóstico de la señal ECG, las características se citan a continuación:

- Dimensiones de los intervalos R-R
- Localizaciones de los picos R
- Amplitudes de los picos R
- Número de localizaciones de picos R
- Cálculo de la frecuencia cardiaca

Para tener una idea más clara respecto a las dimensiones y ubicación de las características medidas de la señal ECG, estas se pueden observar en la Figura 3.20, las cuales son básicamente las siguientes: el número de intervalos R-R y la dimensión de cada uno con respecto al tiempo, la localización de cada pico R con respecto al tiempo y también las amplitudes en volts de cada pico R y el cálculo de la frecuencia cardiaca.

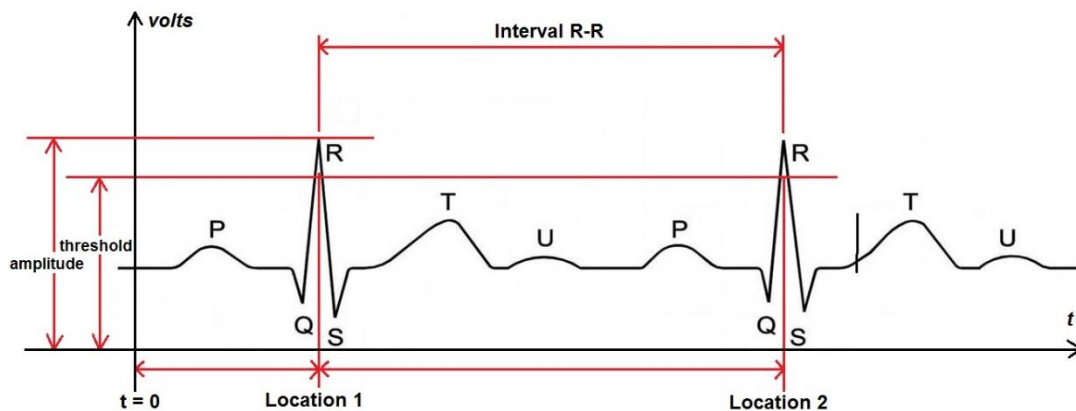


Figura 3.20 Características extraídas en la medición de la señal ECG.

Fuente: Elaboración propia.

Por lo tanto el programa desarrollado en el software de programación gráfica LabVIEW, tiene la capacidad de leer los arreglos de datos de las derivaciones de las señales ECG mediante la inserción de variables globales dentro del código fuente en el programa principal proporcionado por TI, en la Figura 3.21 se muestra el Block Diagram del programa desarrollado en LabVIEW utilizado para extraer las características de la señal ECG el funcionamiento del algoritmo se describe a continuación:

En primer lugar se lee una matriz numérica de datos en 2-D, posteriormente se extrae la señal ECG deseada mediante la función “index array”, el dato resultante es un array (arreglo) de 1-D que corresponde a la señal deseada que a su vez se muestra en el indicador “Waveform Graph”, posteriormente este dato ingresa a la función “Peak Detector” en donde se debe especificar que se desea detectar “Peaks” (Picos), la detección va a depender del nivel de “threshold” valor que se ingresa con el control numérico, la función “Peak Detector” genera tres resultados, en este caso el indicador “#found” muestra la cantidad de picos R encontrados, el indicador array “Locations” muestra un arreglo datos con las localizaciones de los picos R, el indicador array “Amplitudes” muestra un arreglo datos con las dimensiones de las amplitudes de los picos R, en el indicador “bpm” se calcula la frecuencia cardíaca dividiendo la cantidad de picos R encontrados entre el tiempo de muestreo en segundos y multiplicando por 60 seg para saber los latidos por minuto, finalmente para calcular las dimensiones de los intervalos RR se ingresa el array de datos “Locations” a un ciclo “for loop” configurado en forma sin fin, de tal manera que se va restando al último valor de Location el anterior, para explicar esto matemáticamente sería de acuerdo a los picos R que van ocurriendo en la Figura 3.19, expresándose de la siguiente manera:

$$Tiempo_{RR} = t_n - t_{n-1} \quad \text{Eq. 4}$$

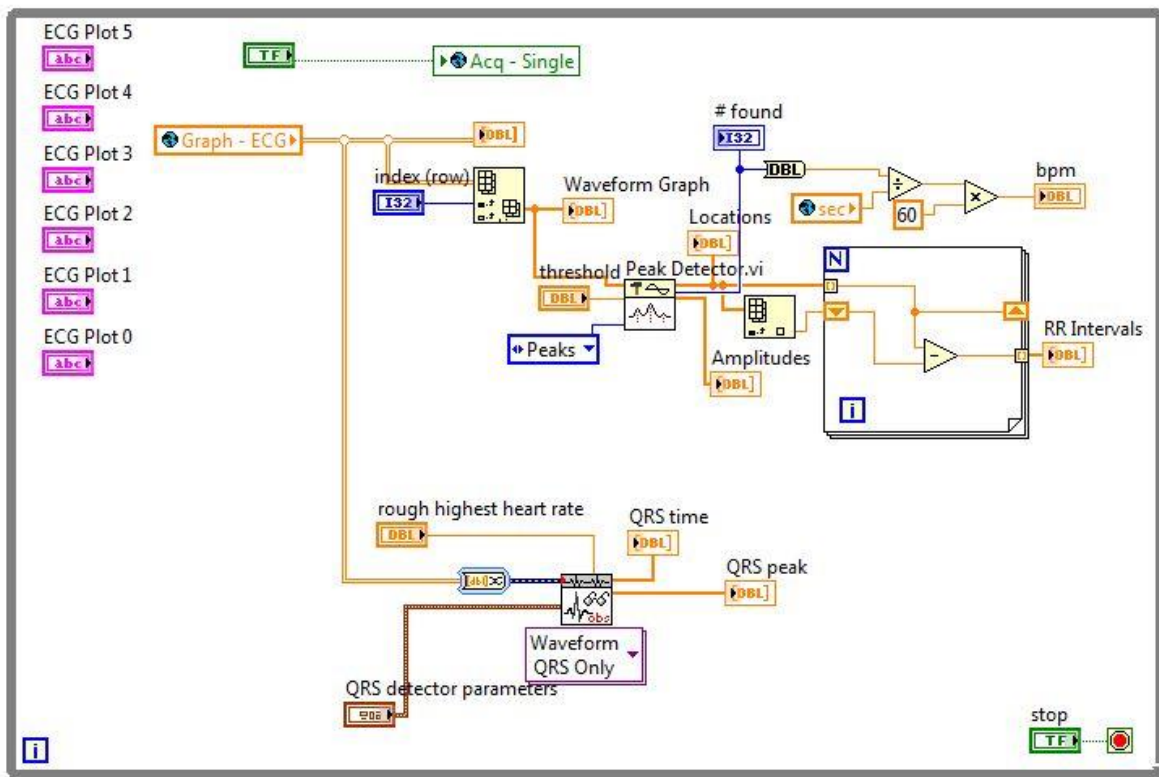


Figura 3.21 Block Diagram del programa desarrollado en LabVIEW para extraer las características de la señal ECG con la herramienta ADS1298ECG-FE

Fuente: Captura de pantalla propia.

Una vez que se han obtenido las características de la señal ECG, también se pueden calcular algunos índices estadísticos, que pueden ayudar a conocer con más detalle las posibles desviaciones que existen en las características o parámetros calculados. Estos índices estadísticos se podrían calcular en el dominio del tiempo a partir de la señal de ritmo cardíaco, las ecuaciones que se pueden utilizar para realizar estos cálculos se pueden observar en la Tabla 2. Estos cálculos permiten estudiar las tendencias de variación de la frecuencia cardiaca durante diferentes pruebas ejecutadas con pacientes reales o con el simulador de paciente[40].

Tabla 2. Índices estadísticos para calcular tendencias de desviación.

Fuente: Ver Referencia [40].

| VARIABLE | UNIDAD | DESCRIPCIÓN                                                                                                      | ECUACIÓN                                                                          |
|----------|--------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| SDNN     | ms     | Desviación estándar de los intervalos RR                                                                         | $\sigma_{RR} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR(i) - \overline{RR})^2}$ Eq. 5 |
| RMSSD    | ms     | Raíz cuadrada del promedio de la suma de las diferencias entre intervalos RR adyacentes                          | $RMS_{difRMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR(i) - RR(i-1))^2}$ Eq. 6        |
| NN50     | n      | Número de pares de intervalos RR adyacentes cuyas diferencias sea de más de 50 ms.                               | $[RR(i) - RR(i+1)] > 50ms$ Eq. 7                                                  |
| pNN50    | %      | Porcentaje del conteo NN50 de todos los intervalos RR: (conteo de NN50/conteo total de los intervalos RR) x 100% | $\%[RR(i) - RR(i+1)] > 50ms$ Eq. 8                                                |

### 3.4 Herramienta de publicación web en LabView (Web Publishing Tool)

Una de las herramientas más útiles de LabVIEW es el Web Publishing. Gracias a esta utilidad podemos subir nuestras creaciones a Internet, para mostrar por ejemplo resultados de un experimento que estemos haciendo, y cualquier persona desde otra parte del mundo lo pueda ver a través de Internet. Se pueden mostrar también imágenes que este captando una cámara, así como poder manejar controles del Front Panel. Web Publishing o edición web es una forma de editar información en forma de páginas web, muy usada en la actualidad, en este caso esta herramienta permitirá potencializar la utilización del sistema didáctico y de investigación, ya que se podrán visualizar remotamente las gráficas con las señales ECG y parámetros más importantes[41].

Para crear el programa se puede acceder a la herramienta de publicación en web en el menú Tools> Web Publishing Tool. Esta herramienta consiste en un asistente que guía al

usuario en la creación de una página a través de tres pasos. En el primero se elige el VI (Instrumento Virtual) y el modo de publicación; en el segundo se puede personalizar la página añadiéndole un título y textos que se mostrarán antes y después del Panel Frontal; y finalmente en el tercer paso se guarda el archivo. Dependiendo de la versión de LabVIEW que se disponga habrá más o menos parámetros disponibles. Los modos de publicación son:

- Embebida (Embeddded): permite el control y la monitorización del VI si está cargado en memoria (abierto).
- Instantánea (Snapshot): muestra una imagen PNG del Panel Frontal del VI, es decir, una captura de pantalla, no permite el control.
- Monitor: igual que la anterior, pero la imagen se actualiza cada cierto tiempo.

Una vez guardada la página puede personalizarse abriéndola con un editor de texto y usando código HTML estándar, entre otras cosas se pueden insertar imágenes, otros textos, etc.

En la Figura 4.6 se muestra una captura de pantalla en la que se observa el VI desarrollado en LabVIEW y el mismo programa publicado en una página web vista a través del navegador de internet Explorer como se observa en la Figura 4.11. Se puede modificar a través de quien tiene el control de la aplicación a través del menú que aparece en el rectángulo blanco de la esquina inferior izquierda del VI.

El funcionamiento es el siguiente: el navegador pedirá la página en que se publica el VI al servidor web, el servidor enviará la página al navegador, la página web mostrada requerirá un plug-in que debe estar instalado en el navegador y el plug-in utilizará las funciones de LabVIEW Run-Time Engine para mostrar y controlar el Panel Frontal.

### 3.5 Simulador de paciente LF03670U

A continuación se presenta la descripción del simulador de paciente de señales ECG LF03670U de la marca Nasco[42], en la Figura 3.22 se muestra una imagen del dispositivo, el cual se utilizó en el sistema para generar las diferentes señales ECG, posteriormente también fue utilizado para la realización de pruebas de adquisición de datos, dicho simulador consta de una serie de botones en la parte frontal en forma matricial, que permiten seleccionar la señal correspondiente a la patología cardíaca deseada, en la parte lateral derecha cuenta con cuatro terminales que se pueden conectar haciendo la función de los electrodos de contacto y con los cuales se pueda realizar una configuración Einthoven con las derivaciones RA, LA, RL y LL. En la parte superior pero en forma lateral se encuentran dos conectores que permiten realizar pruebas de desfibrilación.

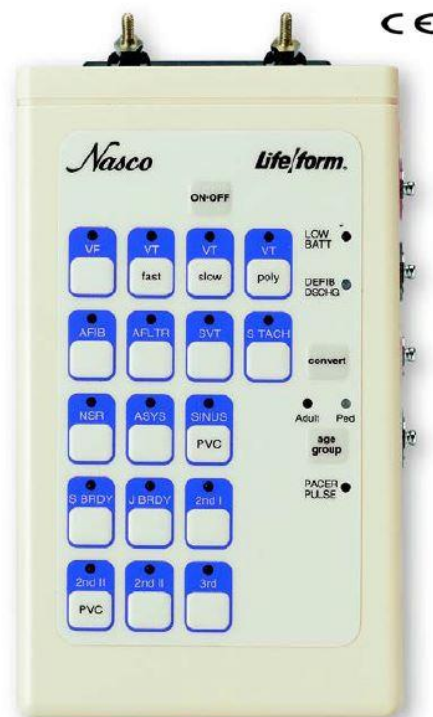


Figura 3.22 Simulador de paciente ECG LF03670U  
Fuente: Ver Referencia [42].

La Tabla 3 muestra una descripción de los tipos de patologías cardíacas que pueden ser generadas con el simulador de paciente modelo LF03670U, en la columna izquierda se muestra la abreviatura de cada botón, en la columna derecha se muestra el significado de cada una de las diferentes patologías cardíacas, en algunas descripciones se indica el valor típico de ritmo cardíaco, la morfología del complejo QRS, cabe mencionar que con el simulador de paciente se pueden generar la mayoría de señales tipo ECG que podría presentar cualquier paciente real con algún problema cardíaco, por lo que este simulador de paciente lo pueden utilizar: los médicos para realizar diagnósticos, Ingenieros Biomédicos para realización de ajustes y calibraciones de equipo médico, estudiantes para fines de entrenamiento y aprendizaje, también investigadores para el desarrollo de nuevos algoritmos que permitan detectar patologías cardíacas, ya que se trata de un dispositivo que fue fabricado bajo normas de uso clínico, así mismo en el Anexo B se incluyen tres señales reales generadas con el simulador de paciente LF03670U y el programa ejecutable de TI, las cuales se pueden consultar con los siguientes links [Figura B.2](#), [Figura B.1](#) y [Figura B.3](#), que también se encuentran en la Tabla 3.

Tabla 3. Tipos de patologías cardíacas generadas con el simulador de paciente LF03670U.  
Fuente: Ver Referencia [42].

| <b>Entrenamiento de Desfibrilación para Adultos (Adult Defibrillation Training)</b> |                                                                        |
|-------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> VF                                                         | Fibrilación Ventricular                                                |
| <input type="checkbox"/> VT                                                         | Taquicardia Ventricular rápida. QRS Ancho. Ritmo: 185 (ver Figura B.2) |
| <input type="checkbox"/> VT                                                         | Taquicardia Ventricular lenta. QRS Ancho. Ritmo: 140                   |
| <input type="checkbox"/> VT poly                                                    | Taquicardia Ventricular poly. Fluctuación del eje QRS.                 |
| <input type="checkbox"/> AFIB                                                       | Fibrilación auricular. Ritmo Ventricular: 120-160                      |
| <input type="checkbox"/> AFLTR                                                      | Flutter Auricular (2:1). Ritmo Ventricular: 150                        |
| <input type="checkbox"/> SVT                                                        | SVT alternado con NSR, permanece en SVT. Ritmo SVT : 216               |
| <input type="checkbox"/> S TACH                                                     | Taquicardia Sinusal. Ritmo: 120                                        |
| <input type="checkbox"/> NSR                                                        | Ritmo Sinusal Normal. Ritmo: 72 (ver Figura B.1)                       |
| <input type="checkbox"/> ASYS                                                       | Asístole                                                               |
| <input type="checkbox"/> SINUS PVC                                                  | Ritmo Sinusal con PVCs. Ritmo Sinusal: 72                              |

| <b>Entrenamiento Externo para Adultos (Adult External Pacer Training)</b>            |                                                                                    |
|--------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> <b>S BRDY</b>                                               | Bradicardia Sinusal. Ritmo: 40 <span style="float: right;">(ver Figura B.3)</span> |
| <input type="checkbox"/> <b>J BRDY</b>                                               | Bradicardia Junctional. Ritmo: 42                                                  |
| <input type="checkbox"/> <b>2nd I</b>                                                | Bloqueo AV (4:3) tipo I 2º grado. Ritmo Auricular: 60                              |
| <input type="checkbox"/> <b>2nd II PVC</b>                                           | Bloqueo AV (4:3) tipo II 2º grado con PVCs. QRS Ancho. Ritmo Auricular: 60         |
| <input type="checkbox"/> <b>2nd II</b>                                               | Bloqueo AV (4:3) tipo II 2º grado. QRS Ancho. Ritmo Auricular: 60                  |
| <input type="checkbox"/> <b>3rd</b>                                                  | Bloqueo AV 3er grado. QRS Ancho. Ritmo Ventricular: 37                             |
| <b>Entrenamiento de Desfibrilación Pediátrico (Pediatric Defibrillator Training)</b> |                                                                                    |
| <input type="checkbox"/> <b>VF</b>                                                   | Fibrilación Ventricular                                                            |
| <input type="checkbox"/> <b>VT fast</b>                                              | Taquicardia Ventricular. QRS Ancho. Onda P visible. Ritmo: 180                     |
| <input type="checkbox"/> <b>VT slow</b>                                              | Taquicardia Ventricular. QRS Ancho. Ritmo: 148                                     |
| <input type="checkbox"/> <b>VT poly</b>                                              | Taquicardia Ventricular. Fluctuación del eje QRS. Corridas cortas.                 |
| <input type="checkbox"/> <b>AFIB</b>                                                 | Fibrilación auricular. Ondas R pequeñas. Ritmo Ventricular: 135-160                |
| <input type="checkbox"/> <b>AFLTR</b>                                                | Flutter Auricular (2:1). Ritmo Ventricular: 150                                    |
| <input type="checkbox"/> <b>SVT</b>                                                  | Taquicardia Supraventricular P Invertida seguida de QRS. Ritmo: 240                |
| <input type="checkbox"/> <b>S TACH</b>                                               | Taquicardia Sinusal. Ritmo: 165                                                    |
| <input type="checkbox"/> <b>NSR</b>                                                  | Ritmo Sinusal Normal. Ritmo: 90                                                    |
| <input type="checkbox"/> <b>ASYS</b>                                                 | Asístole                                                                           |
| <input type="checkbox"/> <b>SINUS PVC</b>                                            | Ritmo Sinusal con PVCs. Ritmo Sinusal: 90                                          |

## 3.6 Adaptación física para lectura de las derivaciones

### 3.6.1 Introducción

Dentro del campo de los equipos biomédicos, específicamente para electrocardiógrafos, existe un cable estándar que sirve para monitoreo de ECG en pacientes reales, así como también para la calibración de equipos electrocardiográficos, dicho cable tiene la particularidad de que tiene un conector DB15 y cables blindados para las derivaciones del electrocardiógrafo, como se puede observar en la Figura 3.23[43].

En el caso de las herramientas de desarrollo de Texas Instruments son compatibles en el tipo de conector que recibe las señales eléctricas provenientes del simulador de paciente LF03670U, esto significa que ambas tienen el mismo tipo de conector, se trata de un

conector DB15 macho que es similar al cable estándar ya descrito, para ello se diseñó en una caja plástica las conexiones para recibir las señales eléctricas que provienen del simulador de paciente.



Figura 3.23 Imagen de cable estándar con conector DB15 y derivaciones para monitoreo de ECG.  
Fuente: Ver Referencia [43].

Para entender de mejor manera la lectura de las derivaciones ECG, a continuación se explica cómo se realizó la adaptación para la medición y garantizar que las señales de las derivaciones se reciban correctamente, antes de realizar pruebas con las herramientas y programas desarrollados que ya se explicaron previamente. En este caso para poder sensar las señales del corazón se necesita un cable con conectores de broche para los electrodos y un conector DB-15, el cable fue construido y probado en continuidad eléctrica en una caja plástica, la cual cuenta al frente con dos conectores circulares tipo GX12 macho de cuatro hilos, que se pueden observar en la Figura 3.24.



Figura 3.24 Conectores circulares modelo GX12 de 4 hilos, izquierda hembra, derecha macho.  
Fuente: Imagen tomada directamente.

El conector del lado izquierdo presenta una configuración para las derivaciones C1, C2, C3 y C4, el conector del lado derecho presenta una configuración para las derivaciones RL, RA, LA y LL, como se observa en la Figura 3.25.



Figura 3.25 Cable adaptador realizado con conector DB15.  
Fuente: Imagen tomada directamente.

En la Figura 3.26 se muestra el interior de la caja plástica donde se puede observar las conexiones entre el cable con el conector DB15 y las dos configuraciones con sus respectivas derivaciones que van hacia el simulador de paciente LF03670U.

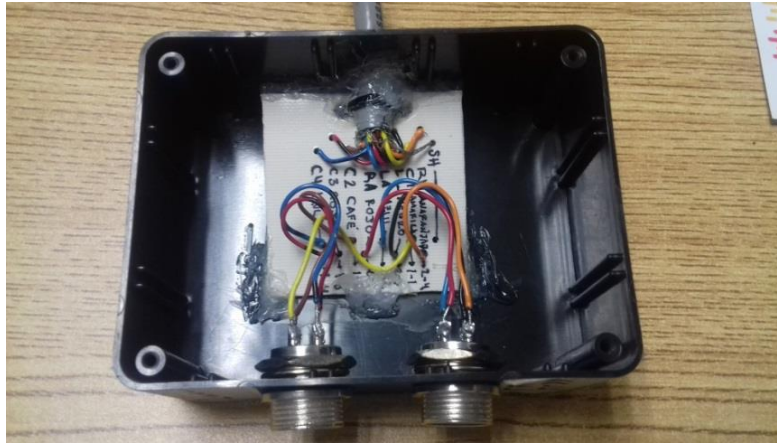


Figura 3.26 Interior del cable adaptador con conector DB15.

Fuente: Imagen tomada directamente.

### **3.6.2 Equivalente a un paciente real con cuatro electrodos**

Dada la naturaleza del sistema didáctico e investigación implementado en esta tesis, en el cual se puedan tener señales ECG muy similares a las de un humano, se consideró que el simulador de paciente LF03670U cumple perfectamente con ese propósito ya que dicho simulador genera señales bastante confiables, ya que incluso es utilizado como un equipo médico para calibrar los electrocardiógrafos que se encuentran en hospitales y centros de investigación, En la Figura 3.27 se muestra el simulador de paciente LF03670U y el cable utilizado con cuatro electrodos, la idea en esta conexión es tener una configuración Einthoven de cuatro derivaciones, esto se puede entender de forma análoga como tener un paciente real con cuatro electrodos colocados en su piel.



Figura 3.27 Conexión simulador de paciente LF03670 y el cable adaptador con cuatro electrodos.

Fuente: Imagen tomada directamente.

Posteriormente cuando se conectan los electrodos en el simulador, se puede observar en la Figura 3.28 la colocación de los electrodos RL, RA, LA y LL al simulador de paciente LF03670F, también se puede observar el conector circular GX12 hembra de cuatro hilos, que se conecta directamente a la caja plástica la cual igualmente cuenta con dos conectores circulares GX12 machos.



Figura 3.28 Colocación de los electrodos al simulador de paciente LF03670.

Fuente: Imagen tomada directamente.

Finalmente se pueden llevar las bioseñales ECG a las tarjetas de desarrollo de Texas Instruments mediante el conector DB15, cabe mencionar que el cable utilizado está blindado para evitar que el ruido eléctrico y las perturbaciones afecten de manera significativa las mediciones, en la Figura 3.29 se muestra la conexión equivalente desde el paciente real hacia las tarjetas de adquisición de datos de TI.



Figura 3.29 Conexión simulador de paciente LF03670 hasta el conector DB15.  
Fuente: Imagen tomada directamente.

# Capítulo 4

---

## Pruebas y Resultados Experimentales

## **4.1 Introducción**

En el presente capítulo se describen las pruebas experimentales que fueron realizadas a las diferentes herramientas que se han descrito, así mismo también se presentan los resultados obtenidos en dichas pruebas. El procedimiento general utilizado para cada herramienta consiste en: la medición, procesamiento, análisis, y evaluación de los resultados, así mismo se analizan los componentes independientemente. Estas pruebas tienen la intención de mostrar de forma clara el funcionamiento del sistema completo con la finalidad de que pueda ser utilizado para el fin que más convenga, ya sea de didáctico, monitoreo, análisis e investigación.

## **4.2 Pruebas experimentales realizadas al sistema EVMC5515**

En esta sección se presentan las pruebas realizadas a la primera herramienta de TI, en este caso el sistema EVMC5515, los componentes del sistema se muestran en la Figura 4.1, del lado izquierdo se encuentra el simulador de señales ECG LF03670U, en la parte central la caja de conexiones que traslada las señales del simulador de paciente ECG hacia la tarjeta ADS1258-FE, la cual está conectada al DSP TMS320C5515, las características de esta herramienta se describieron en la sección 3.2, en la Figura 4.1 se puede observar en la pantalla de cristal líquido el funcionamiento del sistema ya que se encuentra monitoreando de una señal ECG. En esta sección se describirá las dos pruebas realizadas con los programas elaborados en LabVIEW; En el primer programa se logró realizar una comunicación serial entre el sistema EVMC5515 y la PC, donde se logra monitorear las señales ECG en tiempo real, como se explicará en la sección 4.2; en el segundo programa solamente se realiza la recolección de los datos previamente guardados con el programa ejecutable de TI descrito en la sección 3.2.5, donde posteriormente se pueden desarrollar e implementar algoritmos de detección de patologías.



Figura 4.1 Sistema simulador de paciente LF03670U y DSP TMS320C5515.

Fuente: Imagen tomada directamente.

#### **4.2.1 Programa desarrollado en LabVIEW para comunicación serial con el EVMC5515**

La prueba realizada consistió en generar una señal ECG desde el simulador de paciente LF03670U, la señal que se generó tenía un ritmo sinusal normal (70 bpm promedio), se utilizó el programa desarrollado en LabVIEW que se describió en la sección 3.2.6, el cual se comunica con el DSP TMS230C5515 vía comunicación serial, inicialmente se cuenta con el programa ejecutable de Texas Instruments que se describió en la sección 3.2.5, teniendo solamente el programa ejecutable queda restringido solamente a las funciones propias del programa, dejando sin posibilidad la realización de algoritmos de detección de cardiopatías, por lo que la idea principal que se planteó, fue desarrollar un programa en LabVIEW aplicando Ingeniería inversa basado en el protocolo de comunicación serial descrito en la sección 3.2.4, una vez que se logra obtener los datos en tiempo real de las señales ECG, esto permitirá realizar algoritmos para monitorear, calcular y extraer los

parámetros más importantes de una señal ECG, en la pantalla de la Figura 4.2 se muestra el Panel frontal del programa desarrollado en LabVIEW, en las dos ventanas del lado izquierdo se muestran dos indicadores donde se tienen los datos leídos correspondientes a las dos primeras derivaciones, del lado derecho se muestran 8 indicadores tipo gráfico, de los cuales en la parte superior se muestran las derivaciones I y II, se puede observar la forma de las ondas ECG correspondientes, en los demás gráficos no hay señal debido que falta agregar los algoritmos en la programación para reconstruir dichas señales, sin embargo como resultado final se puede decir que se tiene la base de un programa similar al proporcionado por T.I., esto puede permitir continuar enriqueciéndolo.

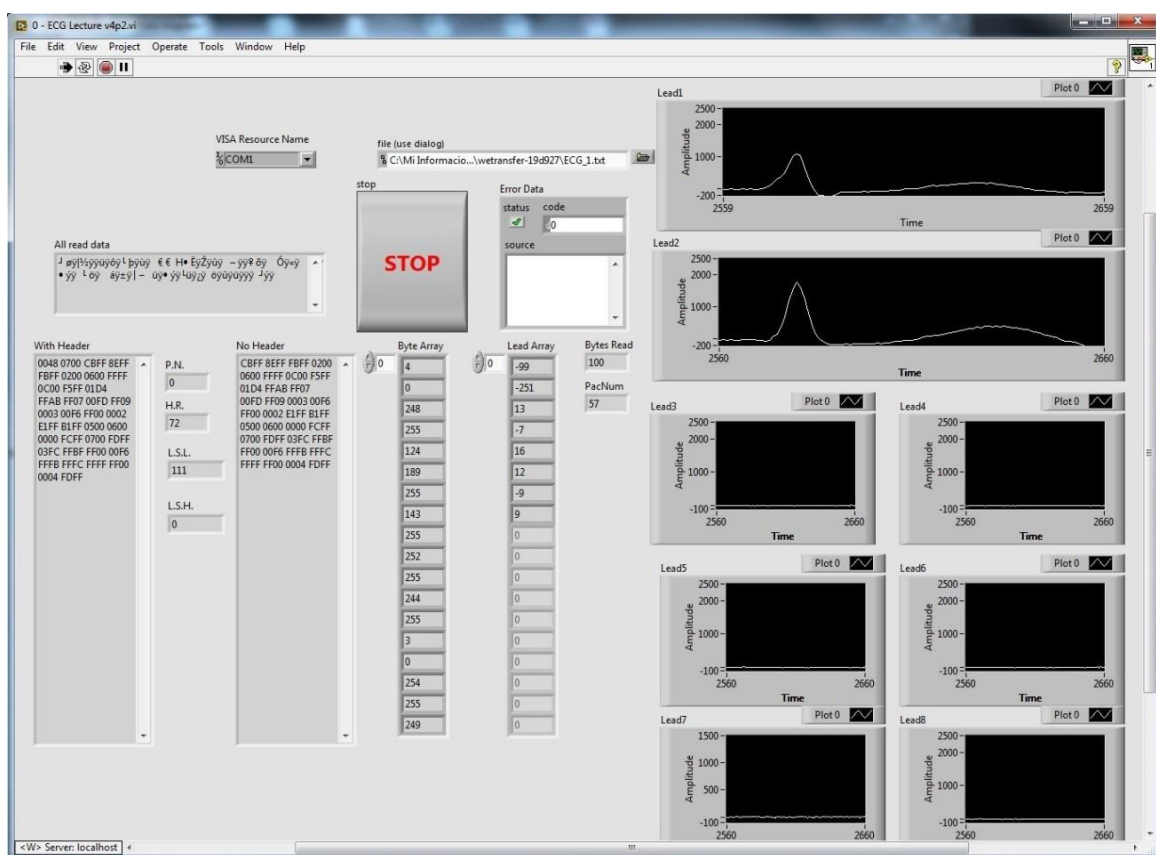


Figura 4.2 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW lectura de señales ECG con la tarjeta EVMC5515 y MDK para la derivación I y II.

Fuente: Captura de pantalla propia.

#### 4.2.2 Programa desarrollado en LabVIEW para lectura de la base de datos del EVMC5515

En las Figura 4.3 y 4.4 se muestran dos pantallas que corresponden al mismo programa, en ellas se muestra el Panel Frontal del programa desarrollado en LabVIEW utilizado para la lectura de datos de una señal ECG, para esta prueba se requiere que previamente los datos hayan sido guardados con el programa ejecutable que se describió en la sección 3.2.5, en este caso se realiza el procedimiento para guardar los datos, los cuales corresponden a base de datos de 1000 muestras aproximadamente, en la prueba que se realizó se generó una señal que tiene un ritmo sinusal normal (NRS) con una frecuencia de 72 latidos por minuto, en la Figura 4.3 se muestra el grafico de la señal correspondiente a la derivación I.

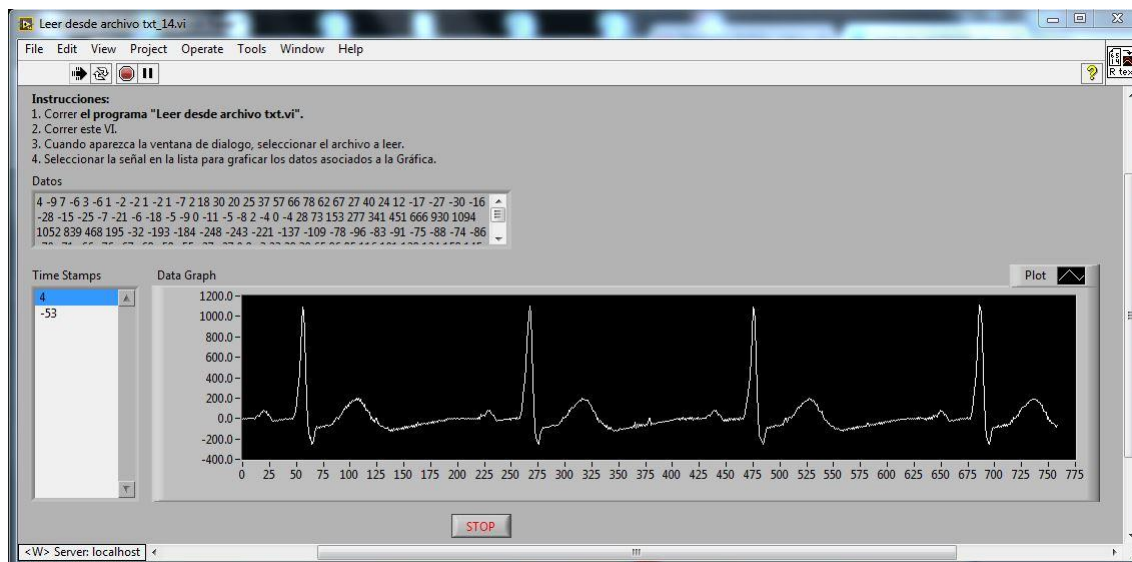


Figura 4.3 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW lectura de señales ECG con la tarjeta EVMC5515 y MDK para la derivación I.

Fuente: Captura de pantalla propia.

La gráfica de la Figura 4.4 muestra la señal ECG de la derivación II, como se puede observar en ambas gráficas los trazos están perfectamente definidos y listos para ser interpretados por un médico especialista en el tema, por otro lado igualmente en esta modalidad también tiene mucha importancia, ya que se cuenta con la base datos de las

respectivas señales y además en el programa principal se pueden desarrollar algoritmos enfocados a detectar patologías cardiacas ya que se dispone del código fuente en LabVIEW descrito en la sección 3.2.7. En el anexo B se muestran tres señales reales que fueron generadas con el simulador de paciente LF03670U, en este caso para la prueba experimental se están utilizando los datos de la señal sinusal normal con una frecuencia de 72 latidos por minuto que se muestra en Figura B.1.

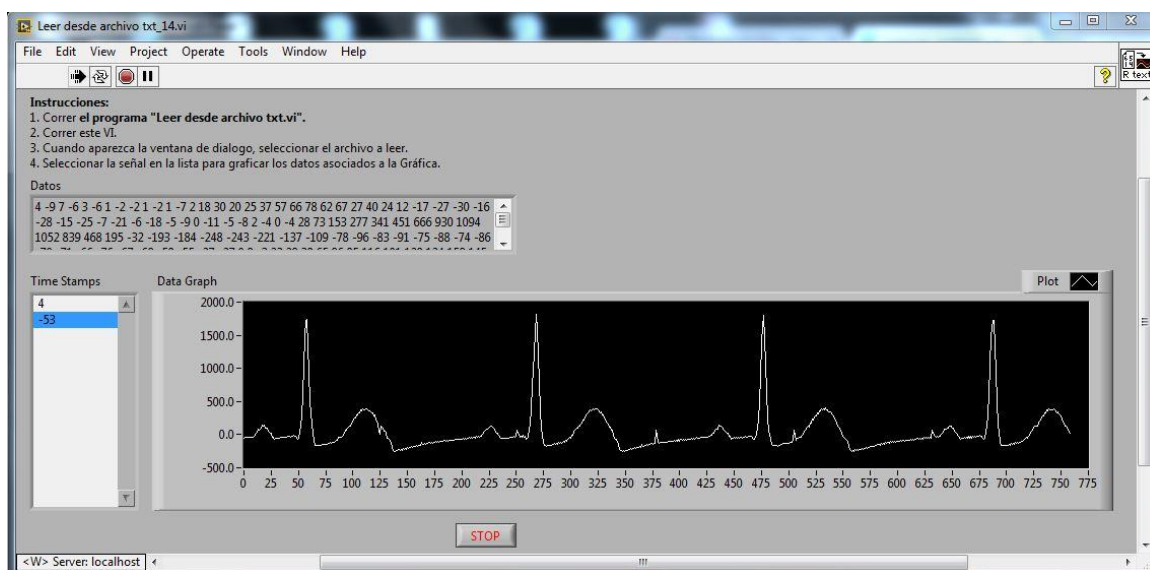


Figura 4.4 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW para lectura de señales ECG con la tarjeta EVMC5515 y MDK para la derivación II.  
 Fuente: Captura de pantalla propia.

Como se puede apreciar en ambas pantallas de la Figura 4.3 y Figura 4.4 se observan los trazos ECG con bastante claridad, por lo que se puede confirmar que el algoritmo de lectura de datos desarrollado en LabVIEW funciona con bastante exactitud.

### 4.3 Pruebas experimentales realizadas al sistema ADS1298ECG-FE

En esta sección se presentan las pruebas realizadas a la segunda herramienta de TI, en este caso la tarjeta ADS1298ECG-FE, los componentes del sistema se muestran en la Figura 4.5, es muy similar al sistema con la herramienta EVMC5515 descrita en la sección 4.2, de hecho el único elemento que cambia es la herramienta de desarrollo, ahora se utiliza la tarjeta ADS1298ECG-FE que tiene comunicación vía USB hacia la PC. Con esta herramienta se realizaron tres experimentos, en primer lugar el análisis de una señal sinusoidal normal (72 bpm aprox), en segundo lugar una señal ECG tipo Taquicardia Ventricular rápida, QRS Ancho, (185 bpm aprox.), en tercer lugar una señal ECG tipo Bradicardia Sinusal (40 bpm aprox.)

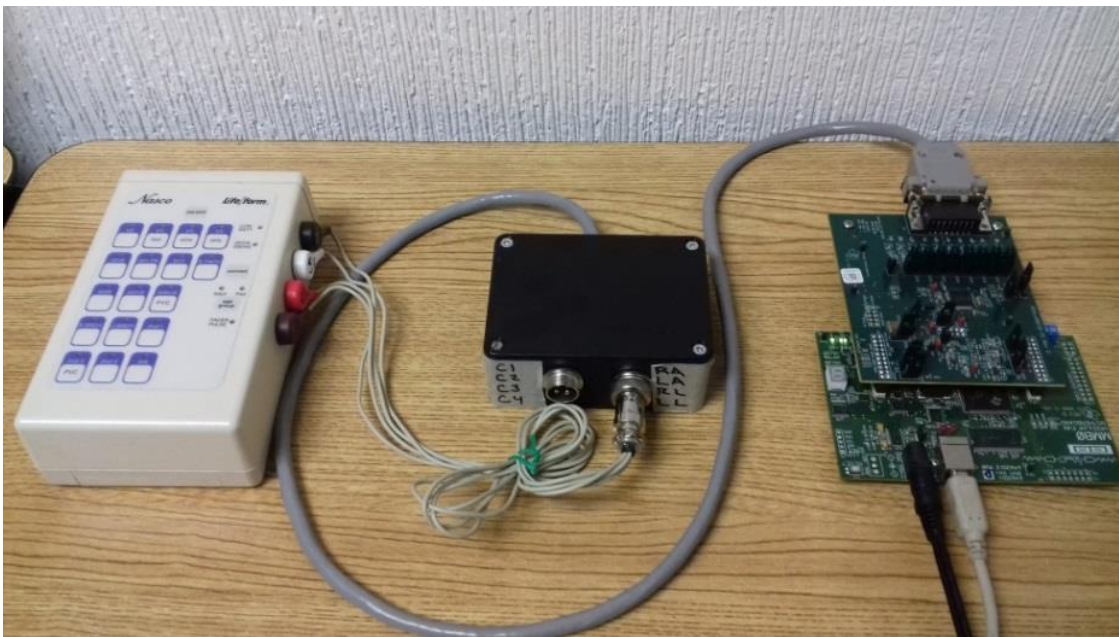


Figura 4.5 Sistema simulador de paciente LF03670 y tarjeta ADS1298ECG-FE.  
Fuente: Imagen tomada directamente.

En la Figura 4.6 se muestra el Panel Frontal del programa desarrollado en LabVIEW con los datos o resultados de la primer prueba realizada, en este caso son los datos de una señal ECG sinusal normal con un ritmo de 72 bpm, el análisis fue realizado con 2500 muestras de la señal, para entender de mejor manera el análisis y la información que se encuentra en la pantalla de la Figura 4.6, se explica a continuación: En el indicador gráfico se muestran de arriba hacia abajo 6 señales ECG que corresponden a las derivaciones aVF, aVR, aVL, Lead III, Lead II y Lead I, en el indicador gráfico inferior (c) se muestra la señal ECG Lead I, la cual se extrae con el control numérico “index” que se encuentra en la región (a), la señal seleccionada depende del valor (0 a 5) de abajo hacia arriba, en este caso el control numérico “index” tiene por default un valor 0, por tanto la señal seleccionada es la que se encuentra abajo que corresponde a la derivación Lead I, el control numérico “Threshold” permite definir el nivel al cual serán detectados los picos R en Volts, el indicador numérico “# Found” muestra el número de picos R encontrados en el trazo de la señal ECG analizada, el indicador “bpm” (latidos por minuto) muestra el valor del ritmo cardiaco, que internamente está siendo calculado tomando en cuenta el número de picos R dividido por el tiempo que toma el trazo de la señal ECG, así mismo cuenta con tres indicadores numéricos tipo “array”, en el primero llamado “Locations” muestra los valores donde encuentran ubicados los picos R, el segundo “RR Intervals” muestra las dimensiones de los intervalos R-R de izquierda a derecha y en el tercero “Amplitudes” muestra los valores de las amplitudes de los picos R de izquierda a derecha.



Figura 4.6 Panel Frontal de programa desarrollado en LabVIEW para lectura de señales ECG desde la tarjeta ADS1298ECG-FE para las derivaciones I, II, III.

Fuente: Captura de pantalla propia.

#### 4.3.1 Prueba de ritmo sinusal normal (72 bpm)

Una vez entendido los parámetros de las señales ECG, retomando nuevamente la primera prueba experimental, la cual consistió en medir una señal con un ritmo sinusal normal con 72 bpm, 2500 muestras a una tasa de transferencia de 500 muestras por segundo, tiempo total de muestreo del trazo 5 seg, en la Figura 4.7 se muestran los resultados obtenidos, en el indicador “bpm” se muestra un valor de 72 lo cual es correcto de acuerdo al tipo de señal ECG medida, se pueden observar las primeras dos localizaciones de los picos R en 237.117 y 653.025 que coinciden con los puntos del eje horizontal del gráfico de la señal, también están señaladas las dimensiones de los intervalos R-R 3 y 4 los cuales miden 415.528 y 415.987

respectivamente y finalmente está señalada la primera amplitud con un valor de 0.00234078 (volts), con esta descripción de valores en la pantalla se puede ver claramente que son resultados bastante confiables y que pueden ser utilizados para un análisis más detallado o incluso elaborar cálculos estadísticos para desarrollar algoritmos de detección de patologías cardiacas, utilizando las ecuaciones que se muestran en la Tabla 2.

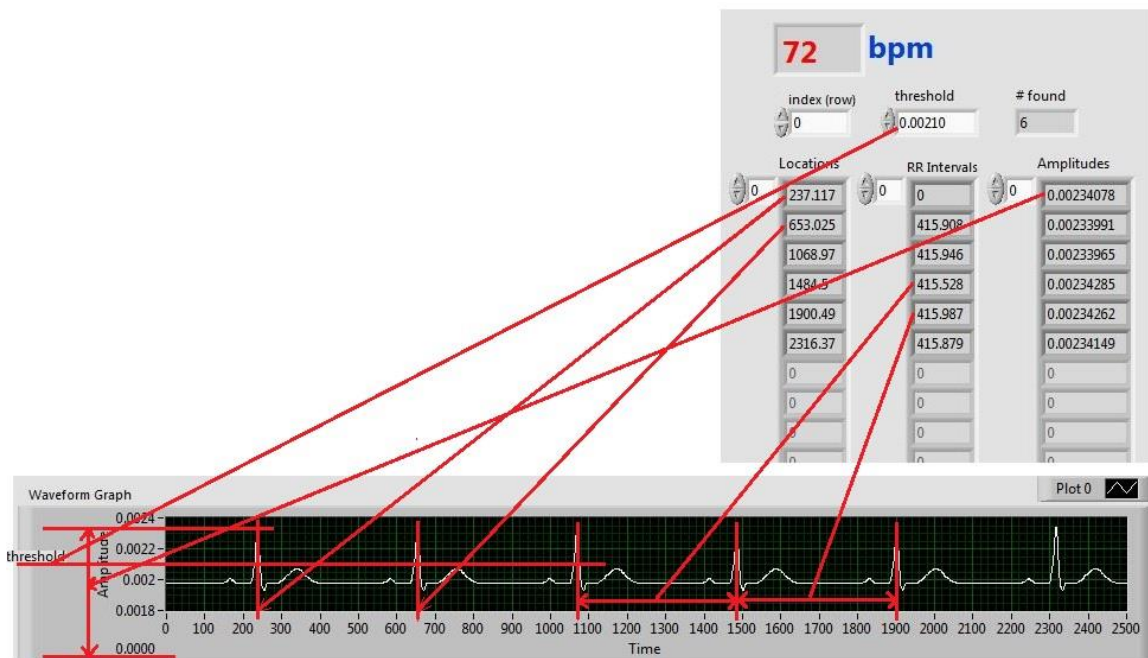


Figura 4.7 Análisis de resultados de la señal ECG sinusal normal en la derivación Lead I.

Fuente: Captura de pantalla propia.

#### 4.3.2 Prueba de Taquicardia Ventricular rápida, QRS Ancho, (185 bpm)

Para la segunda prueba experimental, la cual consistió en medir una señal tipo Taquicardia Ventricular rápida, QRS ancho, 185 bpm generada por el simulador de paciente LF03670U según la Tabla 3, en esta prueba se ajustó a 2500 muestras a una tasa de transferencia de 500 muestras por segundo, tiempo total de muestreo del trazo 5 seg en la Figura 4.8 se muestran los resultados obtenidos, en el indicador “bpm” se muestra un valor de 192 que es muy aproximado a 185 bpm de acuerdo al tipo de señal ECG medida, se pueden observar los

resultados de las localizaciones de los picos R que coinciden con los puntos del eje horizontal del gráfico de la señal en este caso 16 picos R, también se pueden observar los resultados de las dimensiones de los intervalos R-R y finalmente se muestran los resultados de las amplitudes de los picos R en volts, nuevamente haciendo un análisis de coincidencias de los resultados que se muestran en la pantalla de la Figura 4.8 con respecto al trazo de la señal que se muestra en la parte inferior, una vez más se puede ver que son resultados confiables, con bastante exactitud y que también pueden ser utilizados para un análisis más detallado.

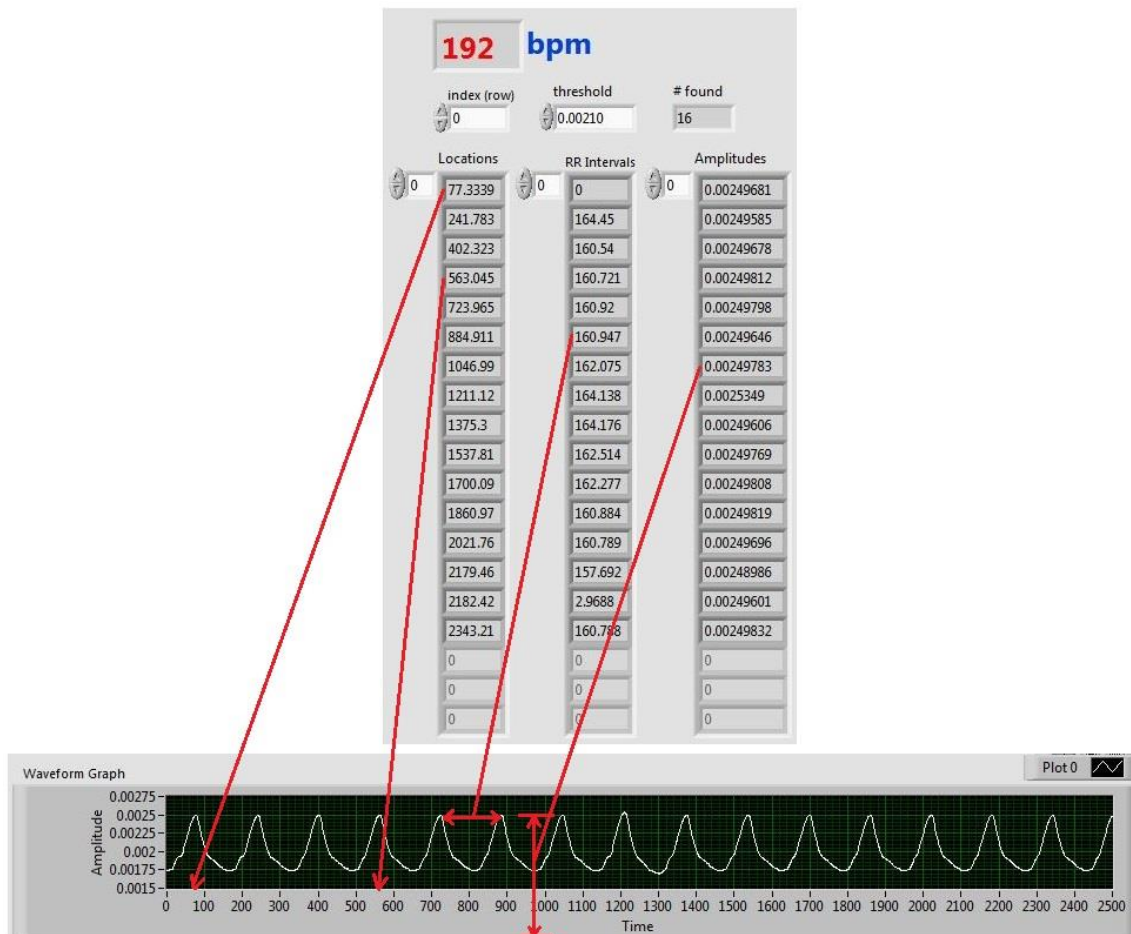


Figura 4.8 Análisis de resultados generados de la señal ECG tipo Taquicardia Ventricular rápida, QRS ancho, 192 bpm, en la derivación Lead I.  
Fuente: Captura de pantalla propia.

### 4.3.3 Prueba de Bradicardia Sinusal. Ritmo: 40 bpm

Para la tercera prueba experimental, que consistió en medir una señal tipo Bradicardia Sinusal, 40 bpm generada por el simulador de paciente LF03670U según la Tabla 3, en esta prueba se ajustó a 5000 muestras a una tasa de transferencia de 500 muestras por segundo, tiempo total de muestreo del trazo 10 seg, en la Figura 4.9 se muestran los resultados obtenidos, en el indicador “bpm” se muestra un valor de 42 que es muy aproximado a 40 bpm de acuerdo al tipo de señal ECG generada.

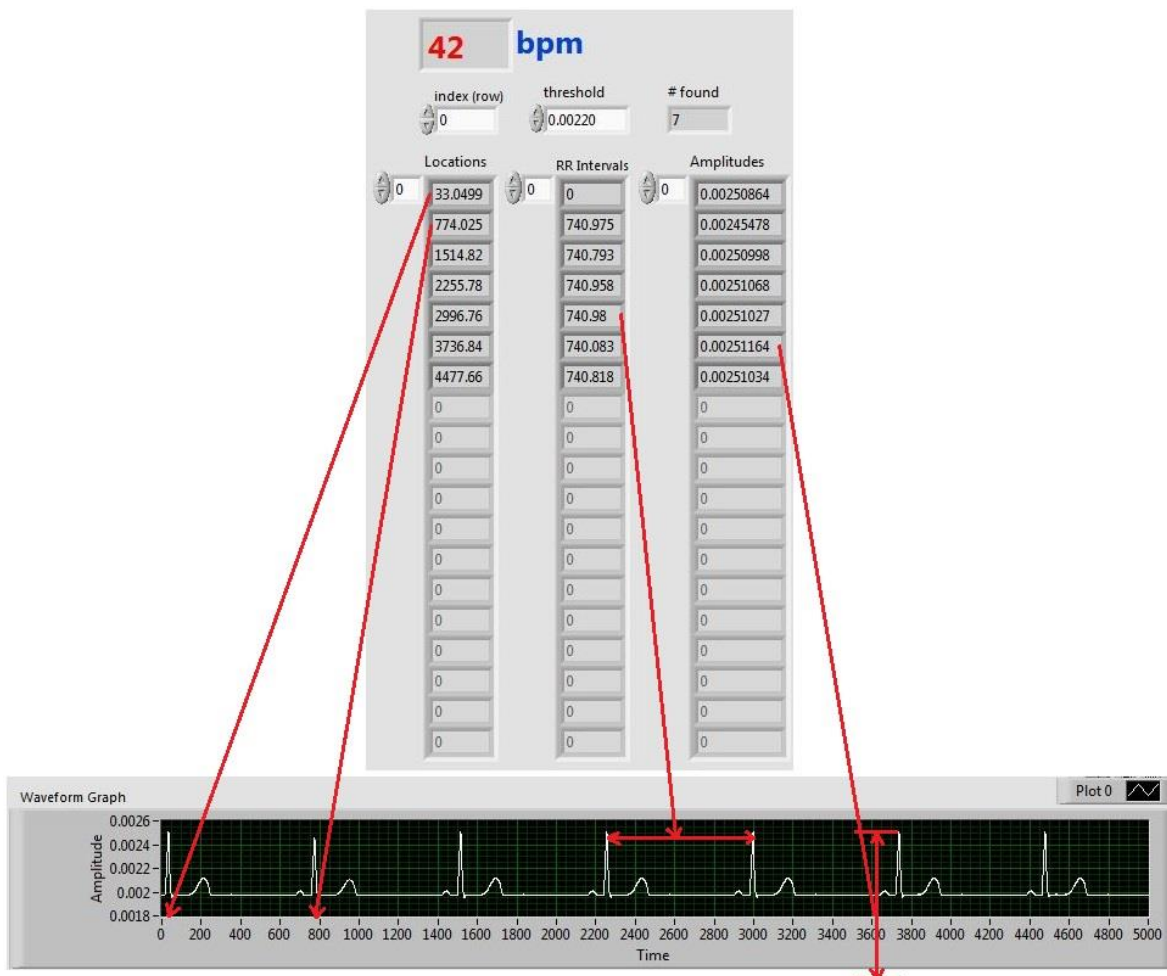


Figura 4.9 Análisis de resultados generados en la señal ECG tipo Bradicardia Sinusal, 40 bpm, en la derivación Lead I.

Fuente: Captura de pantalla propia.

Se pueden observar los resultados de las localizaciones de los picos R que coinciden con los puntos del eje horizontal del gráfico de la señal en este caso 7 picos R, también se pueden observar los resultados de las dimensiones de los intervalos R-R y finalmente se tienen los resultados de las amplitudes de los picos R en volts, nuevamente los resultados que se muestran en la pantalla de la Figura 4.9 con respecto al trazo de la señal que se muestra en la parte inferior, son considerados resultados confiables para su posterior utilización, cabe mencionar que en esta prueba se aumentó la cantidad de muestras de 2500 a 5000 debido a que se trata de un señal ECG con una frecuencia cardiaca baja por lo que la cantidad de picos R se reduce considerablemente y el tiempo total de muestreo aumenta.

#### **4.4 Prueba de Telemetría de señales ECG**

En la actualidad, el desarrollo combinado de varias tecnologías tales como, la tecnología celular, el internet y las comunicaciones inalámbricas, han permitido modificar el proceso de monitorización cardiaca. Es así que por ejemplo, un teléfono inteligente puede representar para los pacientes una herramienta en sus bolsillos, con alta capacidad de almacenamiento y varios puertos de comunicación, que adquiera la señal cardiaca en sus hogares y puede ayudar a los médicos a realizar el análisis remotamente para diagnóstico, e incluso alertar en tiempo real de eventos relacionados con el miocardio.

En la actualidad, existen muchos diseños de monitores cardiacos y opciones comerciales disponibles en el mercado, que se han enfocado en la inclusión de computadores personales y teléfonos inteligentes en su desarrollo. En este sentido, por ejemplo, se tiene el caso del trabajo de investigación en Varman (1998), que realiza el diseño e implementación de varios módulos de hardware y utiliza una computadora personal para la visualización de las imágenes de un simulador cardíaco. Por otro lado, Busra & Rahman (2014), proponen la

implementación de un sistema computarizado de tele-medicina, que se orienta al uso en poblaciones rurales[44].

Además, el uso de computadores en el desarrollo de monitores cardiacos ha facilitado el diseño por medio de la implementación con herramientas avanzadas como LabVIEW (instrumentación virtual), para el procesamiento y visualización de la señal cardíaca.

Kumar y otros (2014), implementan un monitor en LabVIEW, para la detección automática de problemas cardíacos comparando la tasa de pulso cardíaco con un límite fijo (determinado por los autores). Por otro lado Murugappan, M., Thirumani, Omar, & Murugappan, S., (2014), implementan un circuito analógico con un amplificador diferencial y digitalizan la señal a 12 bits con una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments[44].

En este caso el médico especialista o el usuario a distancia, pueden visualizar los resultados de un electrocardiograma con el sistema implementado con la herramienta ADS1298ECG-FE, lo pueden realizar en una PC que no necesariamente ejecuta una aplicación en LabVIEW, Por otro lado solamente la PC que se encuentra directamente conectada a la tarjeta de desarrollo ADS1298ECG-FE, si debe tener instalado el software de LabVIEW ya que esa PC es la que se encarga de estar adquiriendo las señales ECG, aprovechando la herramienta “Web Publishing Tool” que fue descrita en la sección 3.4. Para tener una idea más clara de esta prueba, en la Figura 4.10 se muestra un diagrama a bloques donde se explica el flujo de la información, primeramente las señales ECG parten en este caso desde el simulador de paciente o un paciente real, estas señales llegan a la tarjeta ADS1298ECG-FE, esta a su vez se encarga de filtradas y amplificadas, posteriormente son procesadas por la tarjeta MMB0 Modular EVM, enseguida son adquiridas por la PC que tiene instalado LabVIEW que funcionará como servidor y subirá la información a la nube, y finalmente el

médico especialista o usuario a distancia, accediendo en su navegador puede visualizar una página en formato HTML.

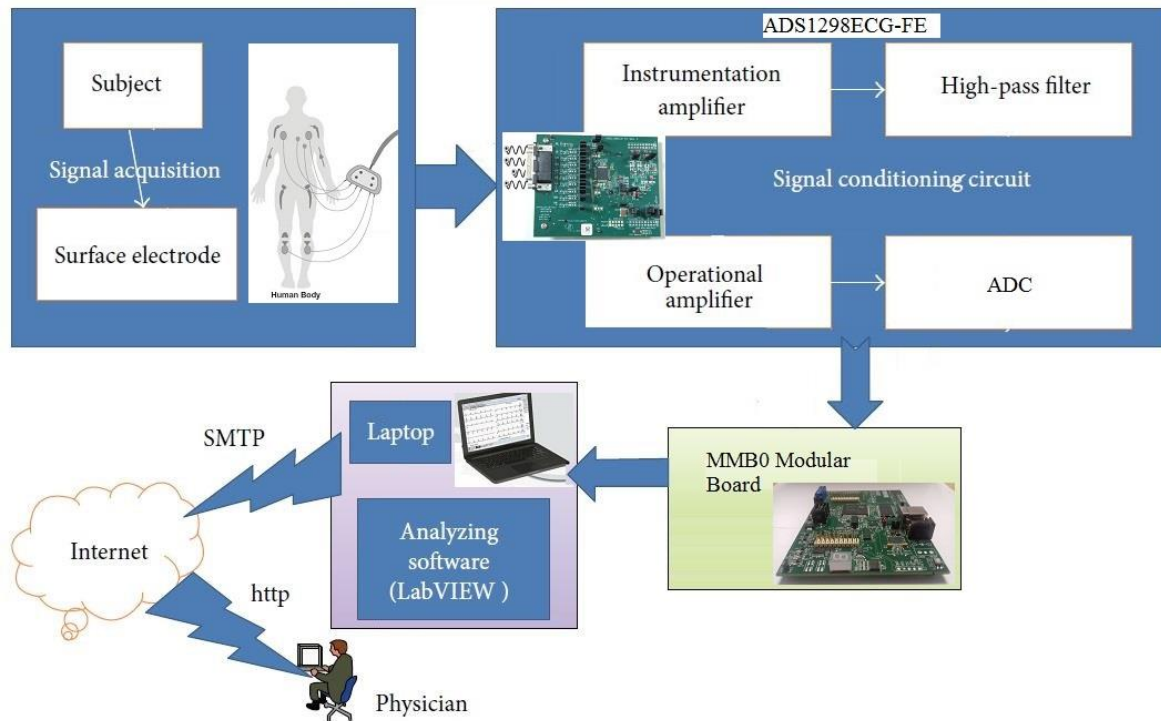


Figura 4.10 Diagrama de flujo de información para Telemetría de ECG con la tarjeta ADS1298ECG-FE.

Fuente: Ver Referencia [45].

Como resultado de este flujo de información, también se realizó una prueba experimental para visualizar los resultados a distancia, en la Figura 4.11 se muestra una captura de pantalla donde puede visualizar una réplica de la pantalla en formato HTML, donde se observan los mismos resultados que se realizaron con una señal similar a la que se utilizó para la primer prueba experimental “Ritmo sinusal Normal 72 bpm”, de hecho es muy parecida a la información de las señales ECG monitoreadas que se describieron en la prueba de la Figura 4.6.



Figura 4.11 Página de acceso remoto al programa que controla la tarjeta ADS1298 en formato HTML.  
Fuente: Captura de pantalla propia.

## 4.5 Sistema didáctico y de investigación completo

Finalmente se tiene la implementación del sistema didáctico y de investigación en forma completa, el cual utiliza herramientas de desarrollo de Texas Instruments para el análisis de señales ECG, finalmente se puede ver como un sistema con características propias, entre las cuales se pueden citar algunas, por ejemplo:

- Poco espacio de ocupación.
- De uso portátil.
- Bajo consumo de energía.
- Aplicaciones de telemedicina.

- Herramienta de desarrollo de algoritmos de detección de patologías cardíacas.
- Sistema open-source y open-hardware

En la Figura 4.12 se muestra una imagen tomada directamente al sistema, en donde se puede observar el simulador de paciente LF03670F con sus cuatro electrodos, caja plástica para transportar las señales ECG hacia las herramientas de desarrollo, la primera herramienta el DSP TMS320C5515, la segunda herramienta el ADS1298ECG-FE y una Laptop para ejecutar las aplicaciones desarrolladas en LabVIEW y así como también correr los programas proporcionados por Texas Instruments.

Algo que también es importante señalar es que durante las pruebas experimentales, incluso para pruebas que sean necesarias realizar, las señales ECG son adquiridas desde un simulador de paciente. Este método evita la realización de pruebas en seres vivos.



Figura 4.12 Sistema completo, simulador de paciente LF03670, PC con software LabVIEW y las dos herramientas de adquisición de datos de Texas Instruments.

Fuente: Imagen tomada directamente.

# Capítulo 5

---

## Conclusiones y trabajos futuros

## 5.1 Conclusiones principales

El principal objetivo planteado al inicio de este trabajo consistió en desarrollar un sistema didáctico y de investigación aplicado en el análisis de señales ECG. Los resultados obtenidos manifiestan que este objetivo se consiguió satisfactoriamente. Adicionalmente se pueden citar los siguientes logros:

Se implementó físicamente un sistema didáctico y de investigación con dos herramientas de desarrollo de Texas Instruments, para la adquisición de datos de señales tipo ECG, dicho sistema puede ser utilizado como un medio de entrenamiento o aprendizaje, también para fines de investigación en el área médica o en el área de Ingeniería Biomédica, para desarrollar nuevos algoritmos de análisis de datos que puedan determinar de manera automática posible patologías cardíacas.

Una de las principales características que tiene el sistema didáctico y de investigación, es que en su mayoría se trata de un sistema abierto, es decir a excepción del simulador de paciente LF03670U, en las tarjetas de desarrollo Texas Instruments pone a disposición toda la información, en los manuales se puede conocer todos y cada uno de los componentes que conforman toda la electrónica, por otro lado en el caso de los programas que se pueden desarrollar en el entorno de programación LabVIEW o algún otro lenguaje de programación, se considera abierto debido a que se pueden desarrollar nuevos algoritmos de programación en el área de la Electrocardiografía, esa es una de las principales razones por las que puede ser utilizada para desarrollar nuevas investigaciones.

Se desarrollaron en el entorno de programación de LabView los programas para dos herramientas de adquisición de datos de Texas Instruments. El primer algoritmo permite leer los datos desde un archivo tipo texto que a su vez pueden ser analizados posteriormente para determinar los parámetros más importantes de una señal ECG, el segundo algoritmo

permite leer y extraer los datos de señales ECG, donde este tiene la característica de calcular instantáneamente los parámetros más importantes de las señales ECG, esto logra mediante la transferencia de datos y comunicación con la tarjeta ADS1298-FE de Texas Instruments y la utilización de las funciones prediseñadas en la herramienta de Ingeniería Biomédica de LabVIEW.

Se diseñó e implemento un cable adaptador entre el simulador de paciente LF03670U de señales ECG y las tarjetas de desarrollo de TI, el cual permite transferir las bioseñales a las tarjetas para que puedan ser filtradas y amplificadas.

Las pruebas efectuadas al sistema didáctico y de investigación, manifiestan que se obtuvo un sistema confiable y de alta precisión que puede ser utilizado para la adquisición de señales ECG, cabe mencionar que Texas Instruments señala que las herramientas de desarrollo están diseñadas específicamente para ser utilizadas en laboratorios de investigación y que no sean utilizadas para hacer pruebas de ECG con pacientes reales.

## **5.2 Perspectiva de desarrollo**

Actualmente en México existe muy poco conocimiento en este tipo de herramientas de desarrollo, para muchos especialistas en el área médica e investigadores sería una herramienta bastante interesante y de mucha utilidad, donde se podrían realizar investigaciones y nuevos algoritmos para detección de patologías cardiacas, así que una de las principales acciones a realizar, sería promover y dar a conocer el sistema implementado a médicos, estudiantes, investigadores, etc., mediante la publicación de trabajos en congresos, revistas nacionales e internacionales, tratando enfáticamente de mostrar las características y bondades que presenta el sistema didáctico.

### 5.3 Trabajos a futuro

Dadas las cualidades del sistema se podrían plantear algunos trabajos de investigación relacionados con algoritmos de detección que pueden servir como pauta para trabajos futuros, entre los cuales se pueden mencionar los siguientes:

1. Cálculo de índices estadísticos de parámetros cardiacos

Estos cálculos permitirán estudiar las tendencias de variación de la frecuencia cardiaca durante diferentes pruebas ejecutadas con pacientes reales o con el simulador de paciente[40].

2. Detección de arritmias de tipo bloqueo de rama mediante análisis no supervisado y morfología del QRS[46].

Implementar un método para clasificar arritmias ventriculares de tipo bloqueo de rama izquierda (L) y derecha (R) con respecto a latidos normales (N), realizando el algoritmo correspondiente detectando principalmente la variabilidad morfológica entre registros.

3. Desarrollo y análisis de un algoritmo para la clasificación semiautomática de latidos en ECG[47].

Desarrollar un algoritmo para la clasificación de latidos en la señal de ECG, que puede operar tanto de manera automática como asistida. El mismo contará un clasificador automático previamente validado, y un algoritmo de clustering. Tanto el clasificador automático como el algoritmo de clustering utilizarán características descriptivas del ritmo de los latidos y de su morfología.

# Referencias

---

- [1]. Real Academia Española. Consulta: Electrocardiografía. Acceso: 12/Feb/2017.  
<http://lema.rae.es/drae/?val=electrocardiograf%C3%ADa>
- [2]. Real Academia Española. Consulta: Electrocardiograma. Acceso: 12/Feb/2017.  
<http://lema.rae.es/drae/?val=electrocardiograma>
- [3]. Real Academia Española. Consulta: Electrocardiógrafo. Acceso: 12Feb/2017.  
<http://lema.rae.es/drae/?val=electrocardi%C3%B3grafo>
- [4]. López Ramírez JH. 2006: La alegría de leer el electrocardiograma. Colombia: Celsus. p-1.
- [5]. IEEE. Artículo: EKGs and EEGs. Acceso 13/Feb/2017.  
[http://www.ieeeeghn.org/wiki/index.php/EKGs\\_and\\_EEGs](http://www.ieeeeghn.org/wiki/index.php/EKGs_and_EEGs)
- [6]. Enderle, John D. 2006: Bioinstrumentation. Morgan & Claypool Publishers. Figura 1.1.
- [7]. Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE). Biografía: Willem Einthoven. Acceso: 12/Feb/2013.  
[http://www.ieeeeghn.org/wiki/index.php/Willem\\_Einthoven](http://www.ieeeeghn.org/wiki/index.php/Willem_Einthoven)
- [8]. Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel. Caracas Junio 2007. Volumen 38. Número 1. Artículo: Sistema para digitalización del electrocardiograma e historia médica computarizada aplicada a cardiología. Acceso: 13/Feb/2013.  
[http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0798-04772007000100004&lng=en&nrm=iso&ignore=.html](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-04772007000100004&lng=en&nrm=iso&ignore=.html)
- [9]. Chaparro, J. Cadavid, H. 2006: Plataforma mhealth para investigación y desarrollo de métodos automáticos de diagnóstico en enfermedades cardiovasculares. ResearchGate.
- [10]. Soberanes, FJ, Campoy, JM, Padilla, JJ. 2013: El Mercado de las ideas. Depto. Ing. Eléctrica y Electrónica, Instituto Tecnológico de Sonora. p16-25.

- [11]. Jiménez, S. Generación de señales electrocardiográficas mediante un dispositivo electrónico digital. Tesis. Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. IPN. 2016.
- [12]. Texas Heart Institute, "Anatomía del corazón", Acceso: 13/Jun/2017.  
[www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy\\_Esp/anato\\_sp.cfm](http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy_Esp/anato_sp.cfm)
- [13]. Ogden D., Stanfield P. "Patch clamp techniques for single channel and whole-cell recording", National Institute for Medical Research, Mill Hill, London NW7 1AA, UK, 1984.
- [14]. Ebihara L., Johnson E., "Fast Sodium Current in Cardiac Muscle", Biophys. J. 32, p779-790, 1980.
- [15]. Severs N., Slade A., Powell T, Twist V., Warren R., "Correlation of ultrastructure and function in calcium-tolerant myocytes isolated from the adult rat heart", Journal of Ultrastructure Research, Volume 81, Issue 2, November 1982, p222-239.
- [16]. Cardona K., "Modelización Matemática y Simulación de los Efectos de la Lidocaína sobre la Actividad Eléctrica Cardíaca en Tejido Ventricular", Departamento de Ingeniería Electrónica Instituto de Investigación e Innovación en Bioingeniería, Universidad Politécnica de Valencia, 2008.
- [17]. Grupo de Investigación Biomédica, "Electrocardiografía (ECG)", Acceso: 13/Jun/2017.  
[www.dalcame.com/ecg.html#.V82yZvnhCUn](http://www.dalcame.com/ecg.html#.V82yZvnhCUn)
- [18]. José F., "Cardiología", Capítulo 4 Electrocardiografía, Méndez Editores, 6a Edición, Reimpresión 2009, p64-103.
- [19]. Ochoa A., Hernández G., Ramón A., Rincón B.; Sistema Simulador ECG para el Estudio de las Señales Cardíacas, University of Colima/Electronic Department, E-28400 Coquimatlán (Colima), Mexico.
- [20]. Osakidetza. Atlas de Electrocardiografía. Sistema Sanitario Público Vasco.  
<http://www.osakidetza.euskadi.net>

- [21]. FÖRSTBERG P., JOSEFSSON G., Evaluation of Commercial Analog Front Ends for Pattern Recognition Based Control of Robotic Prostheses. Gothenburg, Sweden 2011. Master's thesis EX035/2011. p10.
- [22]. Ashok A. Digital Signal Processing - A Modern Introduction. 2007. USA: Thomson.
- [23]. Proakis. Manolakis. Digital Signal Processing: System Analysis and Design. 2006. Falta Editorial.
- [24]. Topkins W. Biomedical Digital Signal Processing. C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM. 2000. Prentice Hall. p. 12-13.
- [25]. Haykin, S., Barry V. Signals and Systems. 1999. EUA: John Wiley & Sons, Inc.
- [26]. Rabenstein G., Stenger. Signals and Systems. 2001. Inglaterra: John Wiley & Sons, Ltd.
- [27]. Lyons R. Understanding Digital Signal Processing. 2004. Prentice Hall. PTR.
- [28]. Smith, S. The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. 1998. Acceso: 13/Jun/2017. [www.DSPguide.com](http://www.DSPguide.com)
- [29]. Texas Instruments: Procesadores digitales de señales y microprocesadores ARM. Acceso: 13/Jun/2013.
- [30]. Texas Instruments. TMS320C55xx Technical Overview. 2000. (SPRU393).
- [31]. Texas Instruments. ECG Implementation on the TMS320C5515 DSP Medical Development Kit (MDK). 2010. (SPRAB36B).
- [32]. Shekhar S. A Biomedical Engineering Startup Kit for LabVIEW. American Society for Engineering Education, 2008. Page 13.7.1, 1 – 13.7.10.
- [33]. Ver referencia [1], p-7.
- [34]. Ochoa A., Hernández G., Félix R., Rincón B. Sistema Simulador ECG para el Estudio de Señales Cardíacas. University of Colima/Electronic Department, E-28400 Coquimatlán (Colima), Mexico.

- [35]. Alayo A., Diseño de un Generador-simulador digital de señales electrocardiográficas normales y patológicas para calibración. Pontificia Universidad Católica del Perú-PUCP.
- [36]. Texas Instruments. TMS320C5505 Evaluation Module (EVM). 2009.
- [37]. Texas Instruments. Diagnostic, Patient Monitoring and Therapy Applications Guide. 2010. Slyb147a. p-20.
- [38]. Ver referencia [31].
- [39]. Texas Instruments. ADS1298ECG-FE/ADS1198ECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit Users Guide. 2010. SBAU171D.
- [40]. Nieto C., Velandia C., Gonzalez J., Herramienta informática para el análisis de la frecuencia cardiaca instantánea. Twelfth LACCEI Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology (LACCEI'2014). July 22-24, 2014 Guayaquil, Ecuador.
- [41]. Lajara J., Sebastián J., LabVIEW Entorno gráfico de programación, 2007, Ed. Alfaomega marcombo, p207-208.
- [42]. Life/form® Interactive ECG Simulator – LF03670U.  
<https://www.enasco.com/product/LF03670U/>
- [43]. Ver referencia [39]. Appendix B. p-51.
- [44]. Ruiz J., Cárdenas B.; Monitor Cardíaco Portátil con Interfaz Bluetooth “CARDIO UEES”; Revista Ciencia UNEMI; Vol. 9 No.20; Septiembre 2016; pp. 36-49.
- [45]. Om Prakash S., Dawit Mekonnen, Malarvili M.; Labview Based ECG Patient Monitoring System for Cardiovascular Patient Using SMTP Technology; Journal of Medical Engineering; Volume 2015; Article ID 701520, 9 pages.  
<http://dx.doi.org/10.1155/2015/701520>
- [46]. Peluffo D., Rodriguez J., Castellanos G.; Detección de Arritmias de tipo bloqueo de rama mediante análisis no supervisado y morfología QRS; Mayo 2008.

<https://www.researchgate.net/publication/282611786>

- [47]. Llamedo M., Martínez J.P.; Análisis de un Algoritmo para la Clasificación Semiautomática de Latidos en ECG; CASEIB 2011; XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica.

## **Anexo A. Programas desarrollados en LabVIEW para las herramientas de TI**

---

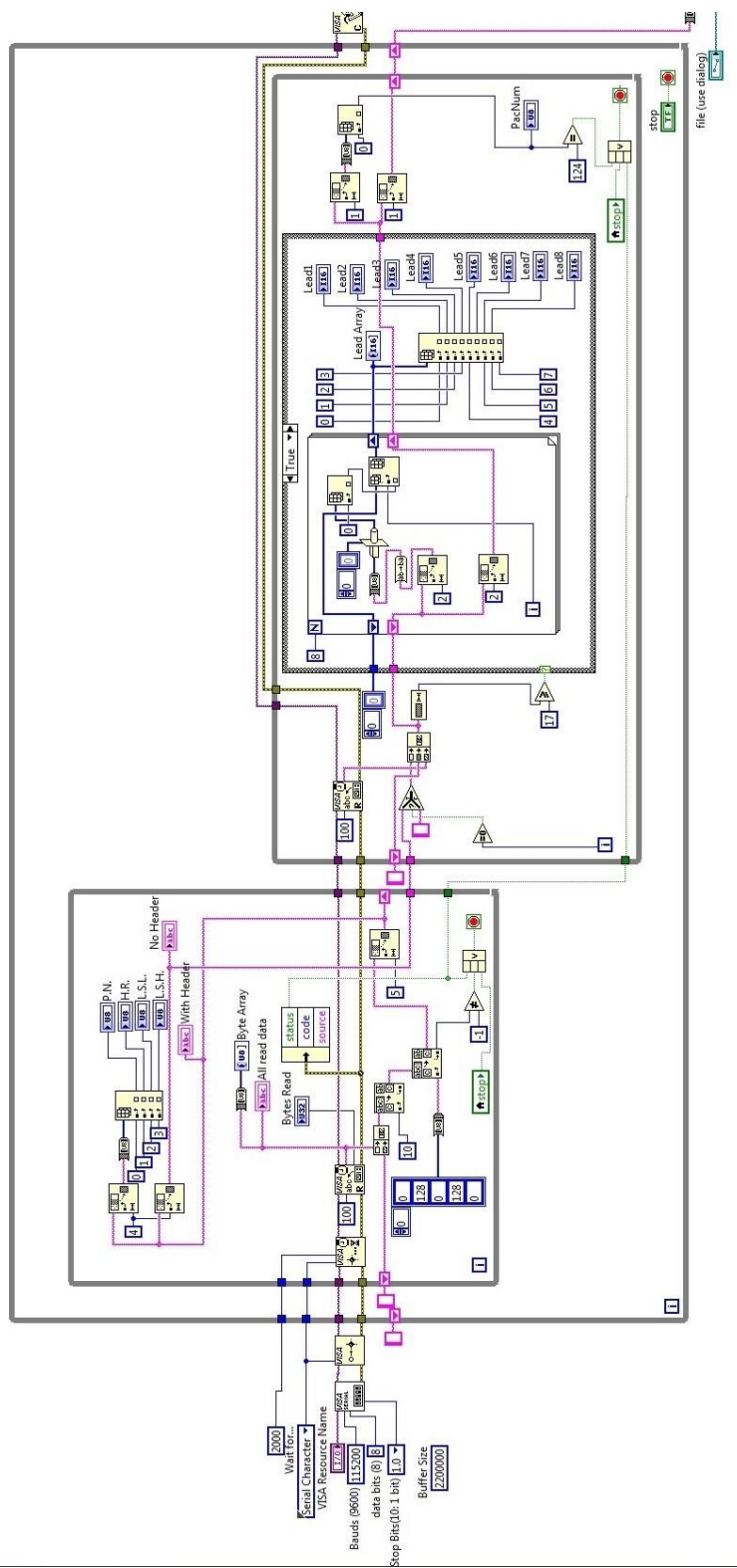


Figura A.1 Diagrama a Bloques para el programa de comunicación serial EVMC5515 y MDK en tiempo real.  
Fuente: Imagen propia

Anexo A. Programas desarrollados en LabVIEW para las herramientas utilizadas de  
Texas Instruments

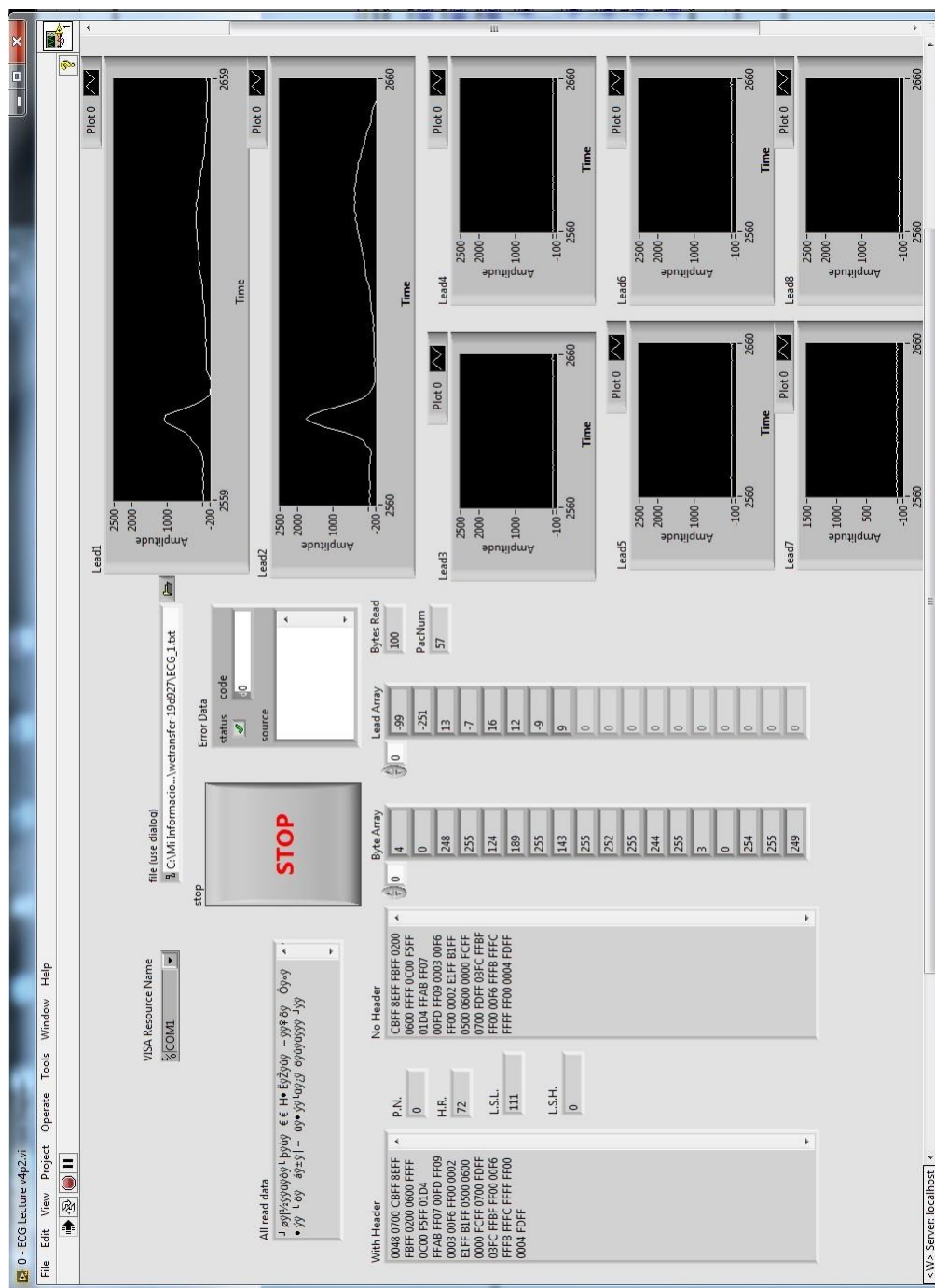


Figura A.2 Panel Frontal para el programa de comunicación serial EVMC5515 y MDK en tiempo real.  
Fuente: Imagen propia

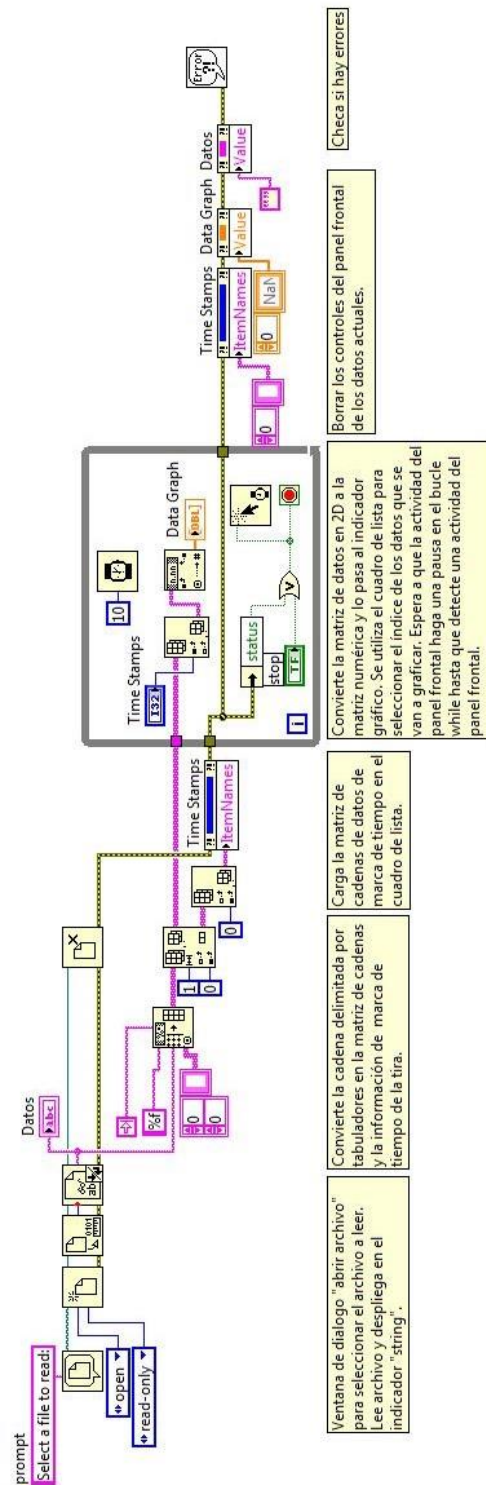


Figura A.3 Diagrama a Bloques para el programa de lectura de base de datos EVMC5515 y MDK.  
Fuente: Imagen propia

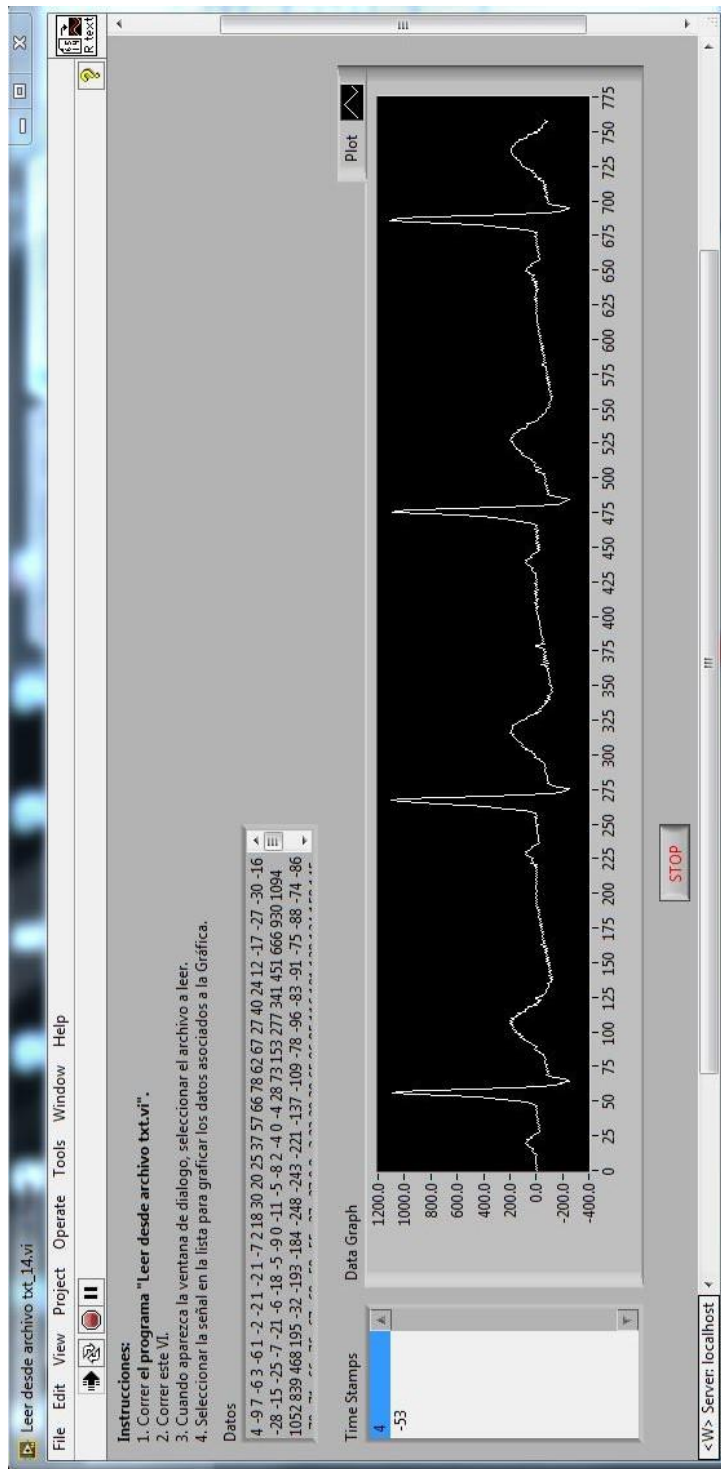


Figura A.4 Panel Frontal para el programa de lectura de base de datos EVMC5515 y MDK para la derivación I.  
Fuente: Imagen propia

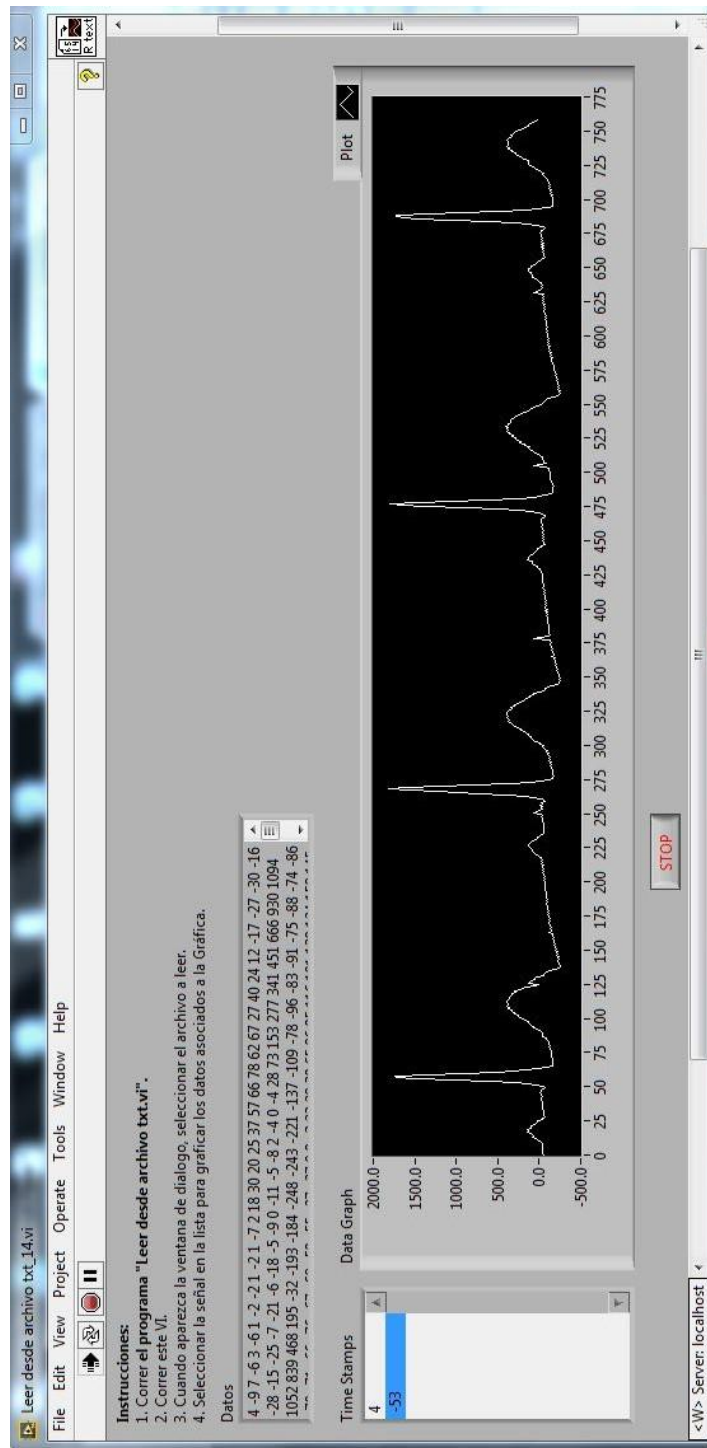


Figura A.5 Panel Frontal para el programa de lectura de base de datos EVMC5515 y MDK para la derivación II.  
Fuente: Imagen propia

Anexo A. Programas desarrollados en LabVIEW para las herramientas utilizadas de  
Texas Instruments

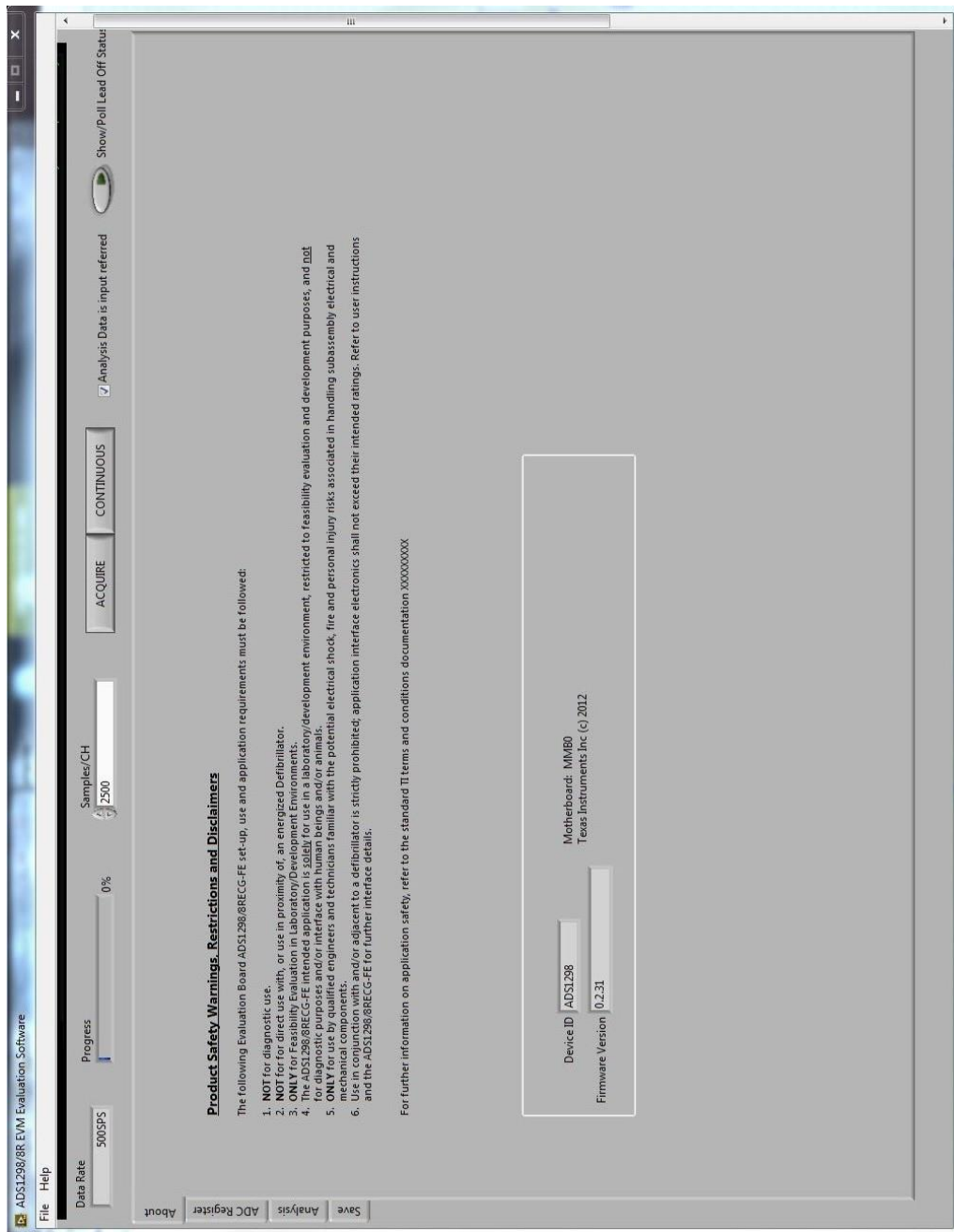


Figura A.6 Panel Frontal del programa ejecutable ADS1298ECG-FE proporcionado por TI, ventana inicial.  
Fuente: Imagen propia

**Anexo A. Programas desarrollados en LabVIEW para las herramientas utilizadas de Texas Instruments**

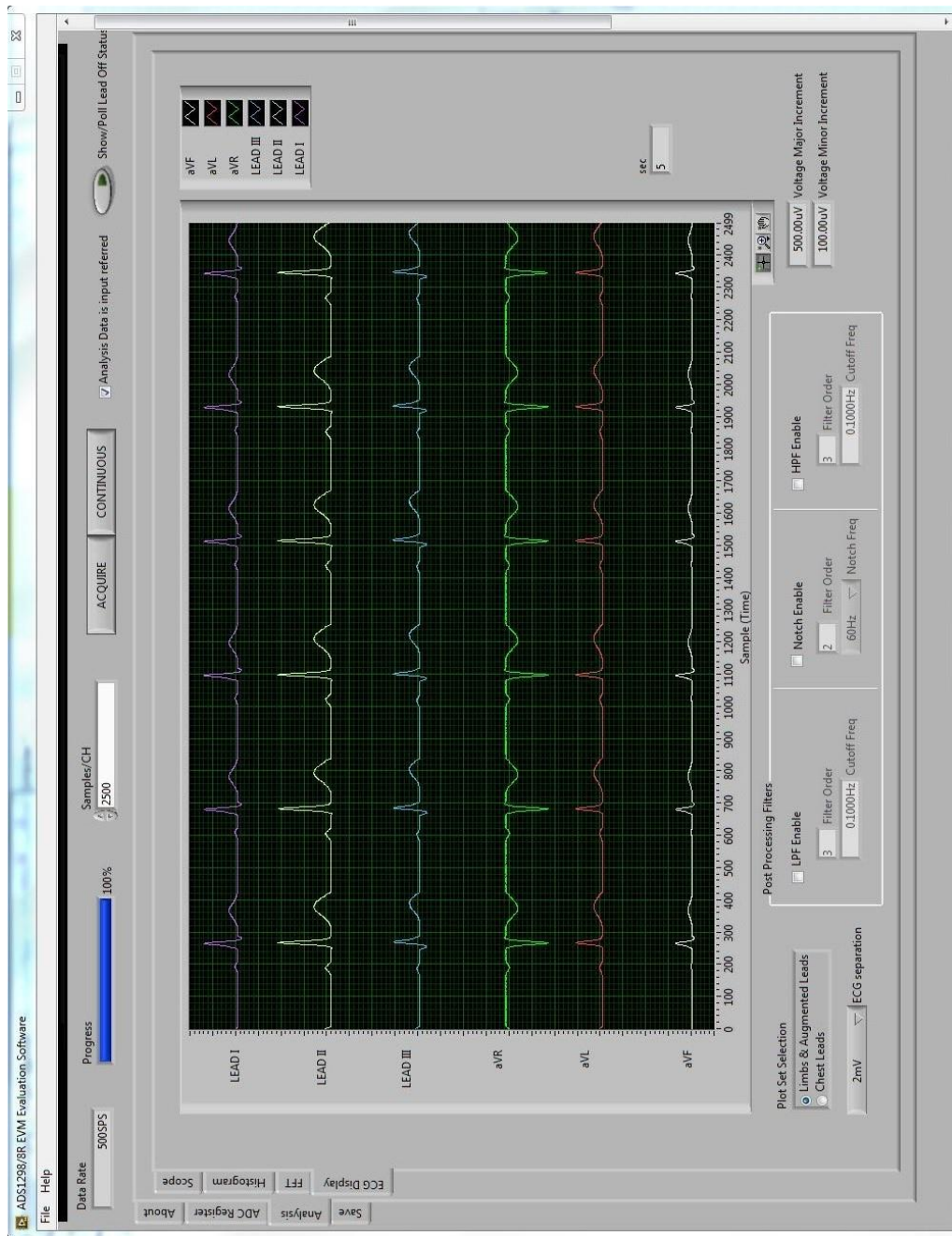


Figura A.7 Panel Frontal de programa ejecutable ADS1298ECG\_FE proporcionado por TI, ventana "ECG Display".  
Fuente: Imagen propia

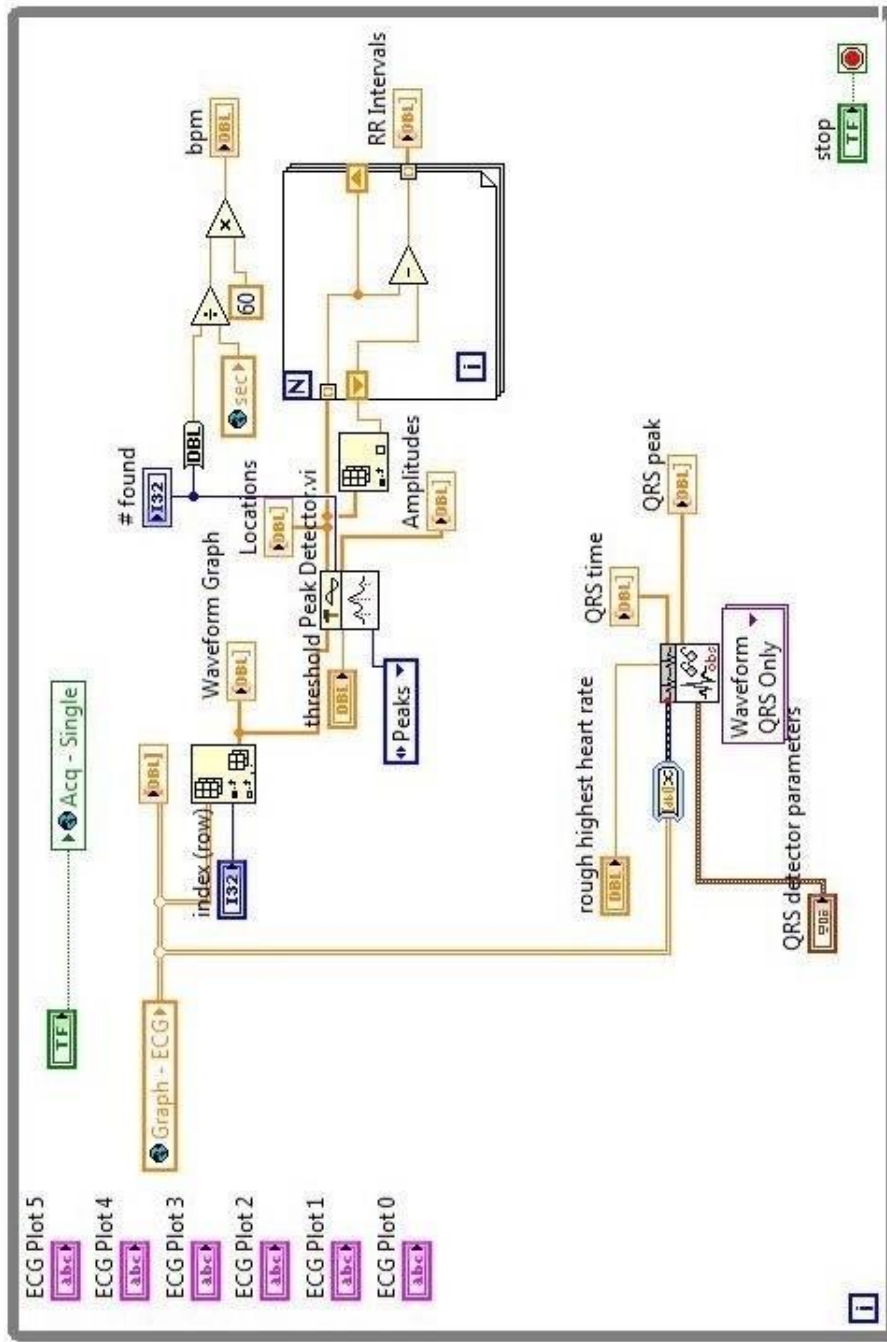
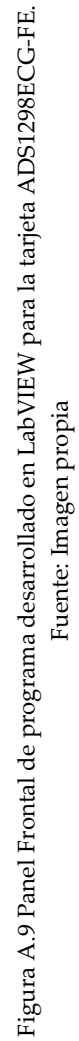


Figura A.8 Diagrama a Bloques de programa desarrollado en LabVIEW para la tarjeta ADS1298ECG\_FE.  
Fuente: Imagen propia



## **Anexo B. Señales ECG reales medidas con el DSP TMS320C5515 y el programa ejecutable de TI**

---

Anexo B. Señales ECG reales tomadas con la tarjeta C551515EVM y el programas ejecutable proporcionado por Texas Instruments

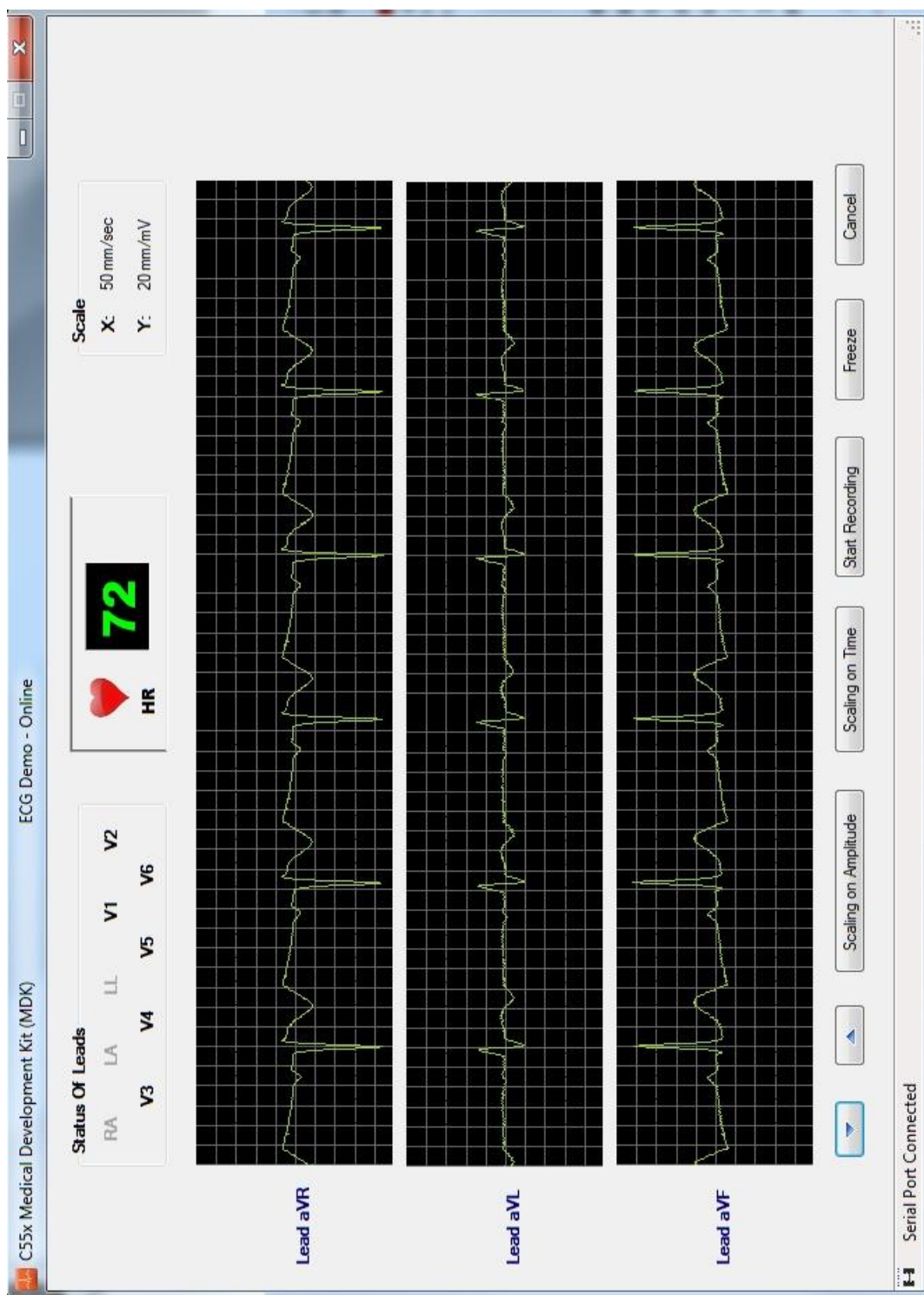


Figura B.1 Señal real tipo Sinusal normal 72 bpm medida en tiempo real con el programa ejecutable de TI, EVMC5515 y MDK.  
Fuente: Imagen propia

Anexo B. Señales ECG reales tomadas con la tarjeta C551515EVM y el programas ejecutable proporcionado por Texas Instruments

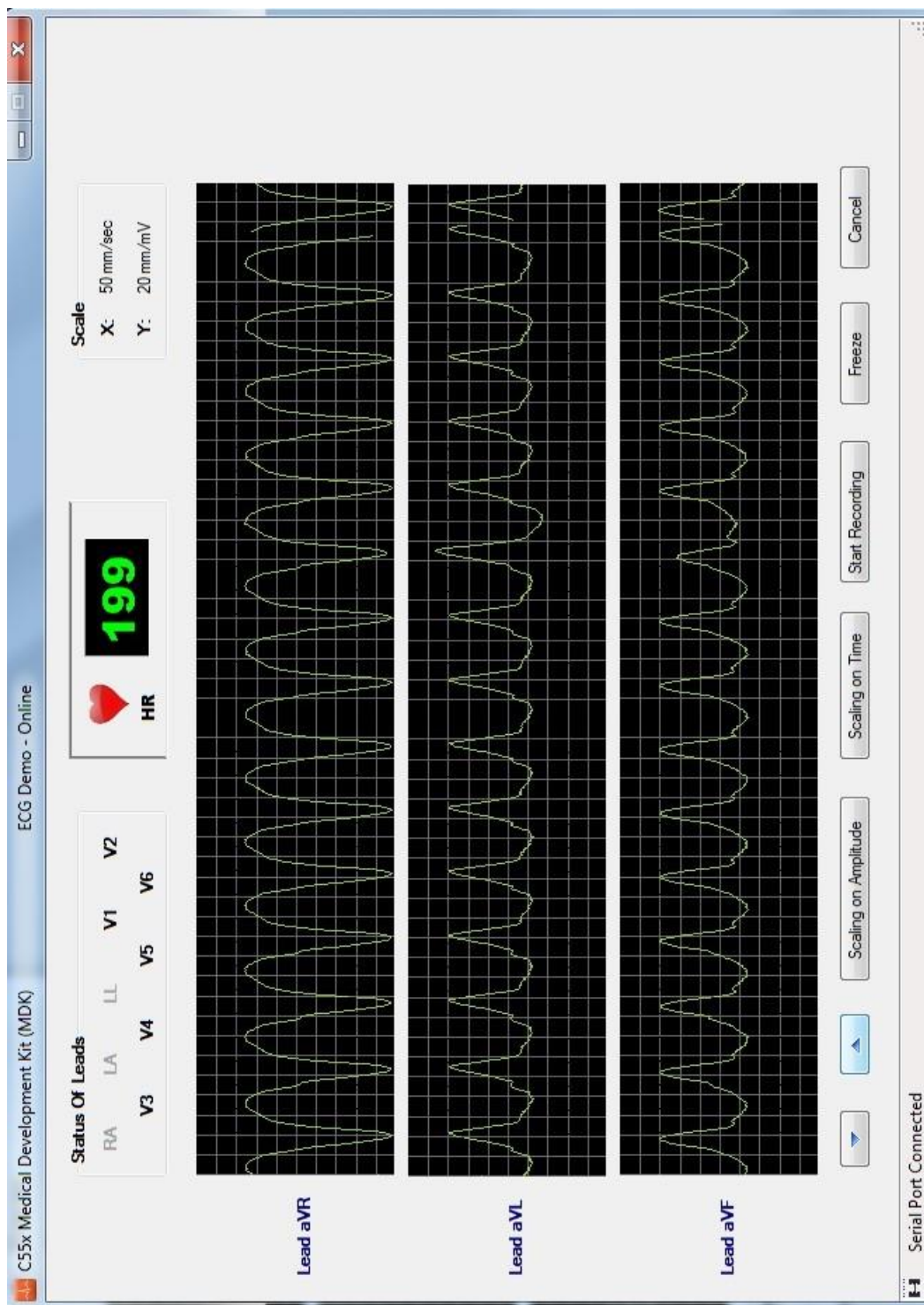


Figura B.2 Señal real tipo Taquicardia Ventricular 199 bpm medida en tiempo real con el programa ejecutable de TI, EVMC5515 y MDK.  
Fuente: Imagen propia

Anexo B. Señales ECG reales tomadas con la tarjeta C551515EVM y el programas ejecutable proporcionado por Texas Instruments

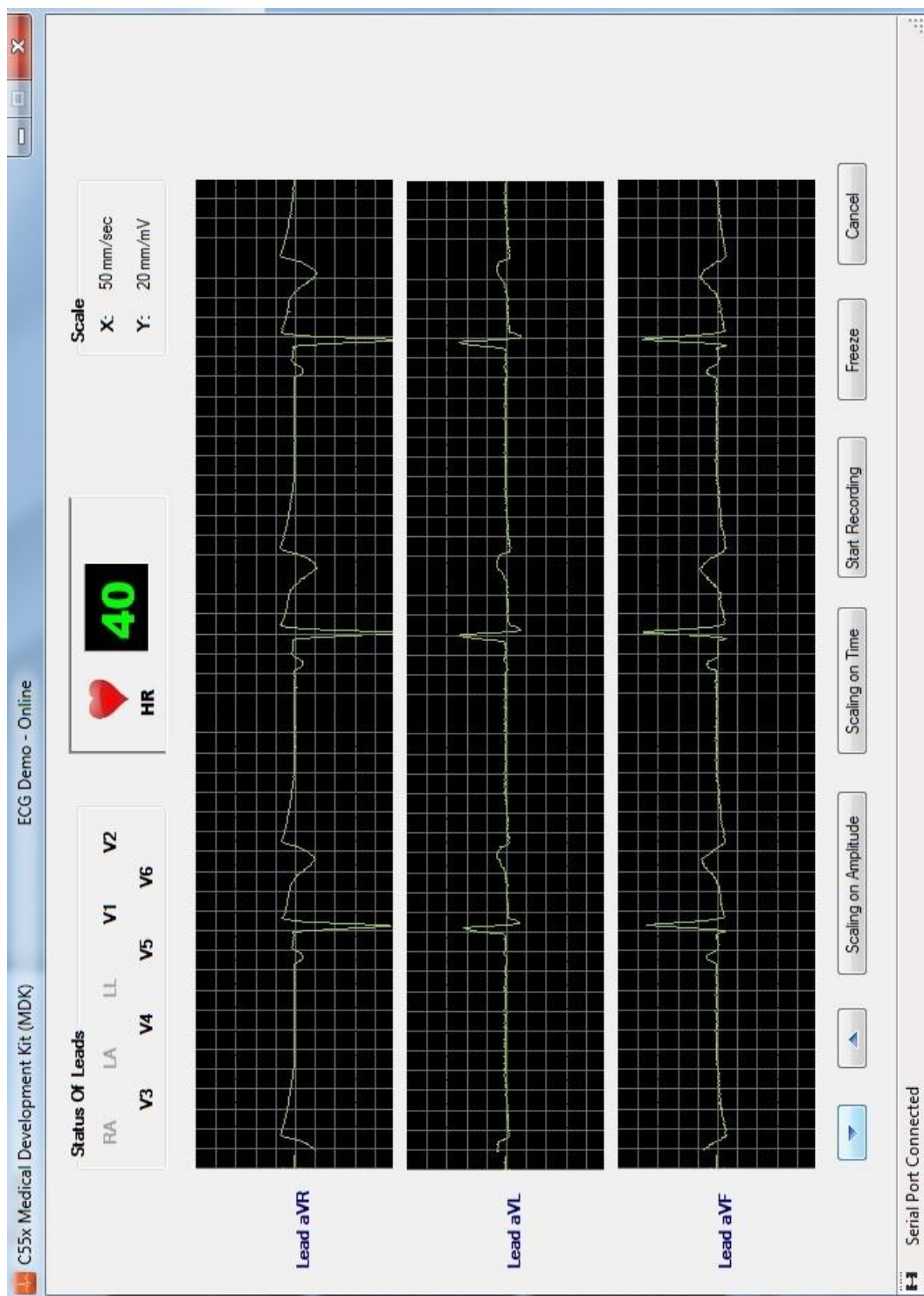


Figura B.3 Señal real tipo Bradicardia Sinusal 40 bpm medida en tiempo real con el programa ejecutable de TI, EVMC5515 y MDK.  
Fuente: Imagen propia