

**UNIVERSIDAD NACIONAL JOSÉ FAUSTINO  
SÁNCHEZ CARRIÓN**

**FACULTAD DE INGENIERÍA INDUSTRIAL SISTEMAS E  
INFORMÁTICA**

**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**



**TESIS**

**DISEÑO DE UN SISTEMA SCADA PARA LAS SEÑALES  
CARDIACAS DE LOS PACIENTES DEL ÁREA DE CARDIOGRAFÍA  
EN EL HOSPITAL DE EMERGENCIA VILLA EL SALVADOR 2020**

**Presentado por:**

Cristhian Edson Escalante Cardenas

**Asesor:**

Ing. Ernesto Diaz Ronceros



**ERNESTO DIAZ RONCEROS**  
**INGENIERO ELECTRONICO**  
Reg. CIP N° 197965

**Para optar el Título Profesional de ingeniero electrónico**

**Huacho – Perú**

**2021**

# DISEÑO DE UN SISTEMA SCADA PARA LAS SEÑALES CARDIACAS DE LOS PACIENTES DEL ÁREA DE CARDIOGRAFÍA EN EL HOSPITAL DE EMERGENCIA VILLA EL SALVADOR 2020

## INFORME DE ORIGINALIDAD

18%

INDICE DE SIMILITUD

17%

FUENTES DE INTERNET

1%

PUBLICACIONES

10%

TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

## FUENTES PRIMARIAS

|   |   |    |
|---|---|----|
| 1 | <a href="https://repositorio.unjfsc.edu.pe">repositorio.unjfsc.edu.pe</a><br>Fuente de Internet | 7% |
| 2 | Submitted to Universidad Peruana de Las Americas<br>Trabajo del estudiante                      | 3% |
| 3 | <a href="https://docplayer.es">docplayer.es</a><br>Fuente de Internet                           | 3% |
| 4 | <a href="https://repositorio.ucv.edu.pe">repositorio.ucv.edu.pe</a><br>Fuente de Internet       | 1% |
| 5 | <a href="https://documentop.com">documentop.com</a><br>Fuente de Internet                       | 1% |
| 6 | Submitted to Universidad Cesar Vallejo<br>Trabajo del estudiante                                | 1% |
| 7 | Submitted to Universidad Nacional Jose Faustino Sanchez Carrion<br>Trabajo del estudiante       | 1% |
| 8 | <a href="https://www.slideshare.net">www.slideshare.net</a>                                     |    |

## **DEDICATORIA**

A mis padres que me hicieron la persona que soy hoy; les debo muchos de mis logros, incluido este. Me entrenaron con reglas y algunas libertades, pero al final del día me siguieron motivando para lograr mi deseo y éxito.



## AGRADECIMIENTO

Doy gracias a Dios por darme una familia maravillosa que siempre creyó en mí y me dio ejemplo de superación, humildad y sacrificio. Me enseñó a valorar todo lo que tengo.

También agradezco a mis formadores, personas de gran sabiduría que se han esforzado por ayudarme a llegar a donde estoy, en especial al Ing. Ernesto Díaz Ronceros asesor de esta tesis, ya que el proceso no fue fácil, pero gracias al afán de transmitir sus conocimientos y la dedicación que los determinó he logrado importantes metas, como culminar con éxito el desarrollo de mi tesis para obtener una afable titulación profesional



## RESUMEN

**Título de la investigación:** “Diseño de un sistema Scada para las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el hospital de emergencia villa el salvador 2020”,

**Autor:** Cristhian Edson Escalante Cardenas. **Objetivo:** Conocer el sistema SCADA y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de

emergencia Villa el Salvador 2020. **Metodología:** Se empleó el método científico de tipo de investigación fue básica, conocida como pura o fundamental, el nivel de investigación fue correlacional, es decir, el investigador medita de manera razonada, haciendo uso del método deductivo, para responder a los problemas planteados y tiene como principal soporte, la observación. **Hipótesis:** El sistema SCADA se relaciona significativamente con las

señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020. **Población:** La población estuvo constituida por 54 pacientes del área de

cardiografía en el hospital de emergencia villa el salvador 2020. Las técnicas utilizadas en la presente investigación fueron la observación no estructurada, la entrevista, la encuesta

estructurada y las fuentes documentales con cada uno de sus instrumentos, para la recolección de la información se construye un cuestionario, con preguntas para medir la variable independiente y otro para medir la variable dependiente, luego se aplica el

instrumento para recolectar datos, se procesa estadísticamente la información haciendo uso del paquete estadístico SPSS25.0, para el análisis e interpretación de datos se tiene en cuenta tablas y figuras estadísticas donde da un resultado de correlación de Spearman que devuelve

un valor de 0.707 en la hipótesis general, representando una buena asociación y finalmente

llega a la **conclusión general:** Si existe relación entre el sistema SCADA con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

**Palabras Claves:** sistema Scada, señales cardiacas

## ABSTRACT

**Research title:** "Design of a SCADA system for cardiac signals of patients in the cardiography area at the emergency hospital villa el Salvador 2020", **Author:** Cristhian Edson Escalante Cardenas. **Objective:** To know the SCADA system and its relationship with the cardiac signals of the patients of the Cardiography Area at the Villa el Salvador 2020 emergency hospital. **Methodology:** The scientific method of research type was used was basic, known as pure or fundamental, the research level was correlational, that is, the researcher meditates in a reasoned way, making use of the deductive method, to respond to the problems raised and has observation as its main support. **Hypothesis:** The SCADA system is significantly related to the cardiac signals of the patients in the cardiography area at the Villa el Salvador emergency hospital 2020. **Population:** The population consisted of 54 patients from the cardiography area at the villa el Salvador emergency hospital 2020.

The techniques used in the present research were unstructured observation, the interview, the structured survey and the documentary sources with each of its instruments, for the collection of the information a questionnaire is constructed, with questions to measure the independent variable and another to measure the dependent variable, then the instrument is applied to collect data, the information is statistically processed using the statistical package SPSS25.0, for the analysis and interpretation of data, tables and statistical figures are taken into account where it gives a result Spearman's correlation that returns a value of 0.707 in the hyp general othesis, representing a good association and finally reaches the general **conclusion:** If there is a relationship between the SCADA system and the cardiac signals of the patients in the Cardiography Area at the Villa el Salvador 2020 emergency hospital.

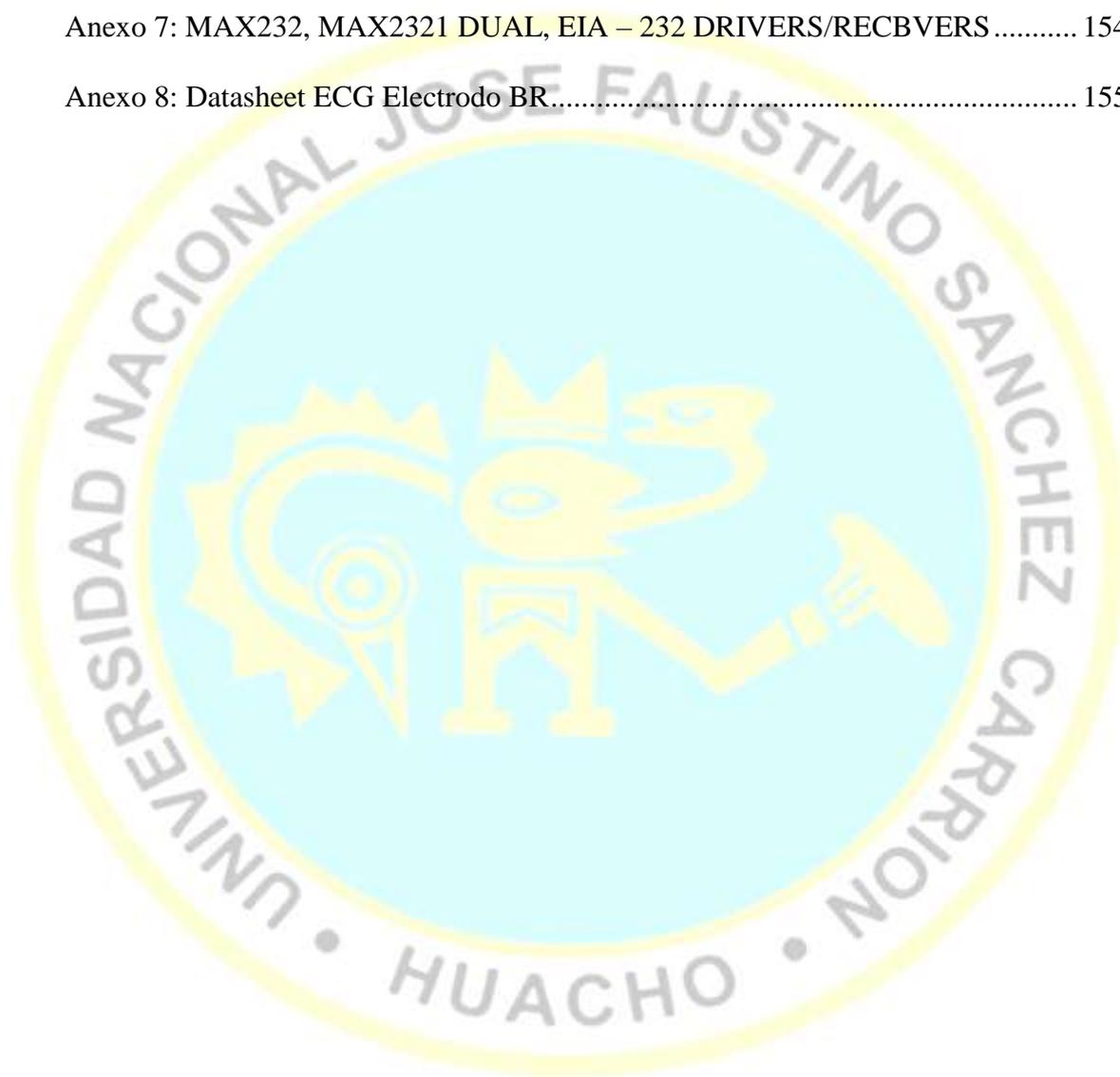
**Key Words:** Scada system, cardiac signals

## INDICE

|   |     |
|---|-----|
| DEDICATORIA.....                                  | ii  |
| AGRADECIMIENTO.....                               | iii |
| RESUMEN.....                                      | iv  |
| ABSTRACT.....                                     | v   |
| ÍNDICE DE TABLA.....                              | ix  |
| ÍNDICE DE FIGURA.....                             | x   |
| INTRODUCCIÓN.....                                 | xv  |
| Capítulo I. Planteamiento del problema.....       | 17  |
| 1.1. Descripción de la realidad problemática..... | 17  |
| 1.2. Formulación del problema.....                | 19  |
| 1.2.1. Problema general.....                      | 19  |
| 1.2.2. Problemas específicos.....                 | 19  |
| 1.3. Objetivos de la investigación.....           | 20  |
| 1.3.1. Objetivo general.....                      | 20  |
| 1.3.2. Objetivos específicos.....                 | 20  |
| 1.4. Justificación de la investigación.....       | 21  |
| 1.5. Delimitaciones del estudio.....              | 22  |
| 1.6. Viabilidad del estudio.....                  | 23  |
| Capítulo II. Marco teórico.....                   | 24  |
| 2.1. Antecedentes de la investigación.....        | 24  |
| 2.1.1. Antecedentes internacionales.....          | 24  |
| 2.1.2. Antecedentes nacionales.....               | 27  |
| 2.2. Bases teóricas.....                          | 30  |
| 2.3. Definiciones conceptuales.....               | 73  |

|  |     |
|--|-----|
| 2.4. Formulación de las hipótesis .....                    | 74  |
| 2.4.1. Hipótesis general .....                             | 74  |
| 2.4.2. Hipótesis específica.....                           | 74  |
| 2.5. Operacionalización de variables.....                  | 75  |
| Capítulo III. Metodología.....                             | 76  |
| 3.1. Diseño metodológico.....                              | 76  |
| 3.2. Población y muestra .....                             | 77  |
| 3.2.1. Población.....                                      | 77  |
| 3.2.2. Muestra.....  | 77  |
| 3.3. Técnicas de recolección de datos .....                | 78  |
| 3.4. Técnicas para el procedimiento de la información..... | 78  |
| Capítulo IV. Resultados.....                               | 82  |
| 4.1. Diseño del proceso de resultados .....                | 82  |
| 4.2. Análisis de resultados .....                          | 109 |
| 4.3. Contrastación de hipótesis.....                       | 120 |
| Capítulo V. Discusión .....                                | 134 |
| 5.1. Discusión.....  | 134 |
| Capítulo VI. Conclusiones y recomendaciones.....           | 136 |
| 6.1. Conclusiones .....                                    | 136 |
| 6.2. Recomendaciones.....                                  | 138 |
| Capítulo VII. Referencias bibliográfica.....               | 139 |
| 7.1. Fuentes bibliográficas.....                           | 139 |
| 7.2. Fuentes electrónicas .....                            | 139 |
| ANEXOS.....  | 142 |
| Anexo 1: Matriz de consistencia .....                      | 143 |

|  |     |
|--|-----|
| Anexo 2: Confiabilidad de Alfa Cronbach.....                   | 145 |
| Anexo 3: Tabla de datos.....                                   | 146 |
| Anexo 4:: Datasheet del Microcontrolador 16F877A.....          | 151 |
| Anexo 5: PIC16F87XA.....                                       | 152 |
| Anexo 6: Datasheet integrado MAX232.....                       | 153 |
| Anexo 7: MAX232, MAX2321 DUAL, EIA – 232 DRIVERS/RECBVERS..... | 154 |
| Anexo 8: Datasheet ECG Electrodo BR.....                       | 155 |



## ÍNDICE DE TABLA

|  |     |
|--|-----|
| Tabla 1: Sistema SCADA .....   | 109 |
| Tabla 2: Tipos de sistemas .....   | 110 |
| Tabla 3: Partes de un sistema SCADA .....                                    | 111 |
| Tabla 4: Aislamiento eléctrico .....   | 112 |
| Tabla 5: Amplificación bioeléctrica .....                                    | 113 |
| Tabla 6: Desarrollo de una HMI con una GLCD.....                             | 114 |
| Tabla 7: Convertidor analógico – digital (ADC).....                          | 115 |
| Tabla 7: Señales cardiacas .....   | 116 |
| Tabla 9: Frecuencias cardiacas .....   | 117 |
| Tabla 10: Electrocardiógrafo .....   | 118 |
| Tabla 11: Electroodos .....  | 119 |
| Tabla 12: El sistema SCADA y las señales cardiacas .....                     | 120 |
| Tabla 13: Los tipos de sistemas y las señales cardiacas .....                | 122 |
| Tabla 14: Las partes de un sistema SCADA y las señales cardiacas .....       | 124 |
| Tabla 15: El aislamiento eléctrico y las señales cardiacas .....             | 126 |
| Tabla 16: La amplificación bioeléctrica y las señales cardiacas .....        | 128 |
| Tabla 17: El desarrollo de una HMI con una GLCD y las señales cardiacas..... | 130 |
| Tabla 18: Convertidor analógico – digital (ADC)y las señales cardiacas ..... | 132 |

## ÍNDICE DE FIGURA

|  |    |
|--|----|
| Figura 1: Componentes del sistema SCADA.....   | 34 |
| Figura 2: Red de Wilson .....  | 37 |
| Figura 3: Electro de la pierna derecha .....   | 38 |
| Figura 5: Electro de la pierna derecha .....   | 38 |
| <i>Figura 5.</i> Jumper para apantallamiento de los cables electrocardiográficos ..... | 39 |
| <i>Figura 6.</i> Etapa de pre-amplificación .....                                      | 40 |
| <i>Figura 7.</i> INA128P .....   | 40 |
| <i>Figura 8.</i> Esquema interno del INA128P .....                                     | 42 |
| <i>Figura 9.</i> AD620AN .....   | 43 |
| <i>Figura 10.</i> Esquema interno AD620AN .....  | 44 |
| <i>Figura 11.</i> Sumador invertente .....   | 45 |
| <i>Figura 12.</i> Amplificador invertente.....   | 46 |
| <i>Figura 13.</i> Filtro pasa bajo antialiasing .....                                  | 46 |
| <i>Figura 14.</i> Esquema de conexión para el filtro digital .....                     | 47 |
| <i>Figura 15.</i> DAC mediante red R2R.....  | 48 |
| <i>Figura 16.</i> Filtro pasa bajo reconstrucción.....                                 | 48 |
| <i>Figura 17.</i> Invertente.....  | 49 |
| <i>Figura 18.</i> Señal ECG simulada en Multisim 11.0.....                             | 50 |
| <i>Figura 19.</i> Filtro pasa banda y seguidor de tensión .....                        | 50 |
| <i>Figura 20.</i> Señal ecg filtrada para el detector de QRS .....                     | 51 |
| <i>Figura 21.</i> Magnitud filtro pasa banda .....                                     | 51 |

|  |    |
|--|----|
| <i>Figura 22.</i> Fase filtro pasa banda.....  | 51 |
| <i>Figura 23.</i> Esquema rectificador de Onda.....  | 51 |
| <i>Figura 24.</i> Complejo QRS rectificado .....   | 52 |
| <i>Figura 25.</i> Comparado con el integrado LM311 .....   | 52 |
| <i>Figura 26.</i> Pulsos obtenidos a la salida del comparador.....   | 53 |
| <i>Figura 27.</i> Partidor de tensión y NE555 .....  | 53 |
| <i>Figura 28.</i> Pulso de entrada y salida del NE555 .....  | 54 |
| <i>Figura 29.</i> Pulsos generados por el monoestable y señal ECG .....  | 54 |
| <i>Figura 30.</i> Conexión microcontrolador y displays para la simulación .....                                | 55 |
| <i>Figura 31.</i> Esquema de conexión para el cálculo de la frecuencia cardiaca del circuito implementado..... | 56 |
| <i>Figura 32.</i> Pantalla gráfica LCD 128x64 .....  | 56 |
| <i>Figura 33.</i> Esquema de la pantalla gráfica LCD .....   | 57 |
| <i>Figura 34.</i> Pines de conexión de la GLCD.....  | 58 |
| <i>Figura 35.</i> Diagrama de bloques interno de la GLCD .....   | 59 |
| <i>Figura 36.</i> NI-USB 6009 .....  | 61 |
| <i>Figura 37.</i> Secuencia del comportamiento eléctrico del corazón .....                                     | 64 |
| <i>Figura 38.</i> Equipo Biomédico Cardiógrafo.....  | 67 |
| <i>Figura 39.</i> Señales Cardiacas .....  | 69 |
| <i>Figura 40.</i> Electrodo.....   | 70 |
| <i>Figura 41.</i> Tipos de electrodos superficiales .....  | 72 |
| <i>Figura 42:</i> Esquema de aislamiento eléctrico .....   | 86 |
| <i>Figura 43:</i> Esquema de red Wilson.....   | 87 |

|   |     |
|---|-----|
| <i>Figura 44:</i> Esquema de adaptador de electrodo para la pierna derecha .....                          | 87  |
| <i>Figura 45:</i> Esquema de la etapa pre-amplificacion .....   | 88  |
| <i>Figura 46:</i> Esquema del filtro activo pasa bajo .....   | 89  |
| <i>Figura 47:</i> Esquema del filtro activo pasa alto .....   | 90  |
| <i>Figura 48:</i> Esquema filtro elimina banda.....   | 92  |
| <i>Figura 49:</i> Esquema de la amplificación final .....   | 93  |
| <i>Figura 50:</i> Esquema del sumador invertente .....  | 94  |
| <i>Figura 51:</i> Esquema del filtro pasa banda y seguidor de tensión.....                                | 95  |
| <i>Figura 52:</i> Esquema de rectificación de onda.....   | 96  |
| <i>Figura 53:</i> sistema de alimentación de 5v y 12v para el DAQ.....                                    | 97  |
| <i>Figura 54:</i> Diseño de tarjeta de adquisición de datos adaptada para lectura de electrodos           | 97  |
| <i>Figura 55:</i> Conexión de puerto rs232 mediante el integrado MAX232 para habilitar comunicación ..... | 98  |
| <i>Figura 56:</i> Vista 3D de la tarjeta de adquisición de datos .....                                    | 98  |
| <i>Figura 57:</i> Tarjeta de adaptación de señal a través de filtros operacionales.....                   | 99  |
| <i>Figura 58:</i> Proceso de digitalización de una señal analógica .....                                  | 100 |
| <i>Figura 59:</i> Configuración del puerto de comunicación.....   | 101 |
| <i>Figura 60:</i> Configuración de los canales y valores máximos y mínimos de voltaje.....                | 101 |
| <i>Figura 61:</i> Configuración de la frecuencia de muestreo y del número de muestras a leer .....        | 102 |
| <i>Figura 62:</i> Diagrama LabVIEW del FILTRO MAF .....   | 103 |
| <i>Figura 63:</i> Reestructuración de la señal.....   | 104 |
| <i>Figura 64:</i> Resolución de las ecuaciones para hallas las derivaciones frontales.....                | 105 |

|   |     |
|---|-----|
| <i>Figura 65:</i> Adquisición de datos en formato xls .....   | 105 |
| <i>Figura 66:</i> Almacenamiento de datos en tablas -subcarpeta PACIENTE.....                                     | 106 |
| <i>Figura 67:</i> Pestaña MENU del panel frontal .....  | 106 |
| <i>Figura 68:</i> Pestaña de la ubicación de los electrodos para las señales referente .....                      | 107 |
| <i>Figura 68:</i> Señales electrocardiográficas en reposo obtenidas con el equipo diseñado ..                     | 107 |
| <i>Figura 69:</i> Señales electrocardiográficas precordiales en reposo obtenidas con el equipo diseñado.....      | 108 |
| <i>Figura 71:</i> Pestaña para leer señales adquiridas y guardarlas con respecto al formulario del paciente ..... | 108 |
| <i>Figura 72:</i> Sistema SCADA .....   | 109 |
| <i>Figura 73:</i> Tipos de sistemas .....   | 110 |
| <i>Figura 74:</i> Partes de un sistema SCADA .....  | 111 |
| <i>Figura 75:</i> Aislamiento eléctrico.....  | 112 |
| <i>Figura 76:</i> Amplificación bioeléctrica .....  | 113 |
| <i>Figura 77:</i> Desarrollo de una HMI con una GLCD.....   | 114 |
| <i>Figura 78:</i> Convertidor analogico – digital (ADC) .....   | 115 |
| <i>Figura 79:</i> Señales cardiacas .....   | 116 |
| <i>Figura 80:</i> Frecuencias cardiacas .....   | 117 |
| <i>Figura 81:</i> Electrocardiógrafo.....   | 118 |
| <i>Figura 82:</i> Electrodos .....  | 119 |
| <i>Figura 83:</i> El sistema SCADA y las señales cardiacas .....  | 121 |
| <i>Figura 84:</i> Los tipos de sistemas y las señales cardiacas .....   | 123 |
| <i>Figura 85:</i> Las partes de un sistema SCADA y las señales cardiacas.....                                     | 125 |

|  |     |
|--|-----|
| Figura 86: El aislamiento eléctrico y las señales cardiacas .....              | 127 |
| Figura 87: La amplificación bioeléctrica y las señales cardiacas .....         | 129 |
| Figura 88: El desarrollo de una HMI con una GLCD y las señales cardiacas ..... | 131 |
| Figura 89: Convertidor analogico – digital (ADC) .....                         | 133 |



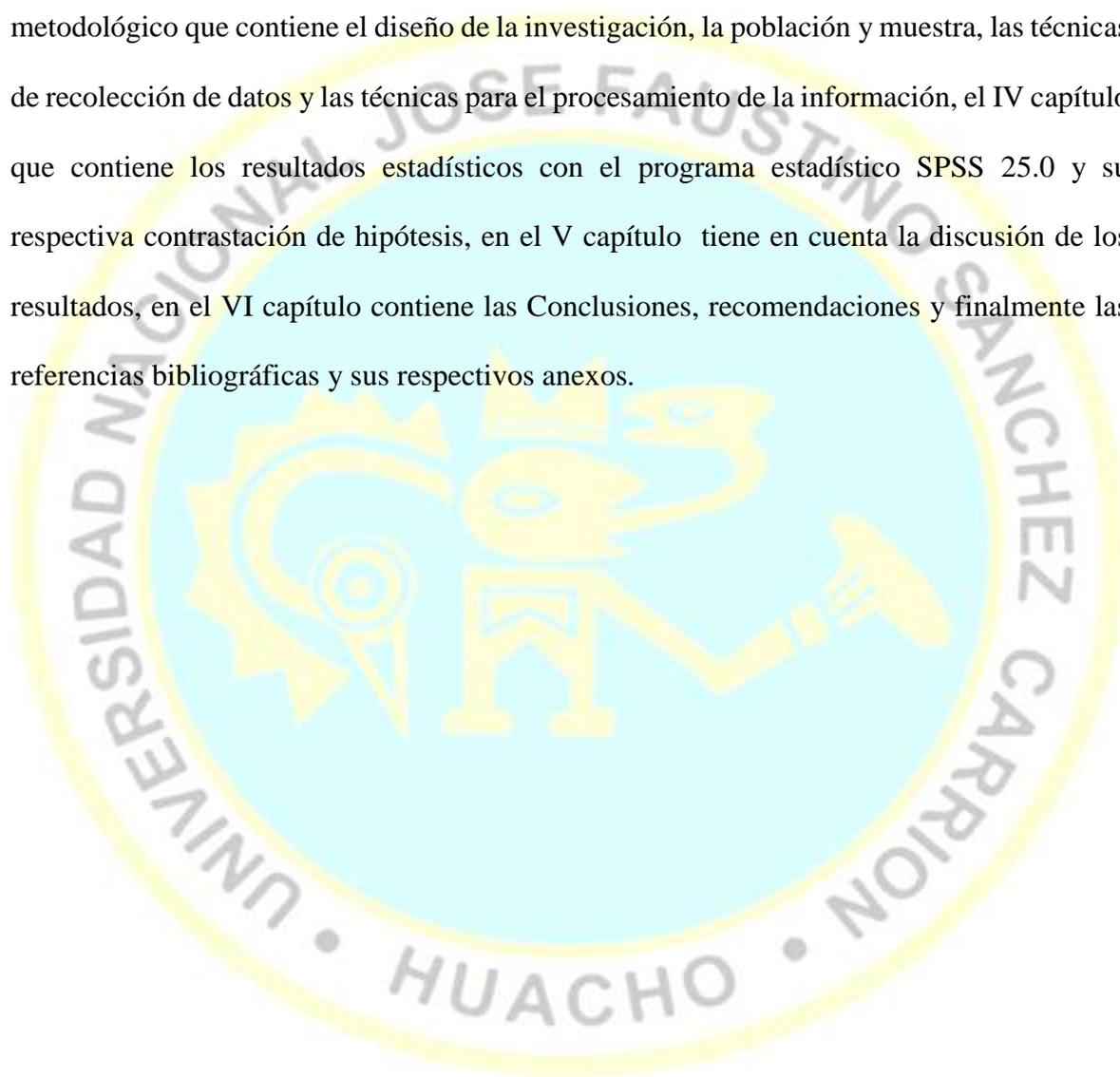
## INTRODUCCIÓN

El presente Trabajo de Investigación titulado “Diseño de un sistema Scada para las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el hospital de emergencia villa el salvador 2020”. Diseño de sistema Scada, Su nombre proviene de las siglas "Supervisory Control And Data Acquisition" (Sistema de control, supervisión y adquisición de datos). Es un sistema basado en computadores que permite supervisar y controlar variables de proceso a distancia, proporcionando comunicación con los dispositivos de campo (controladores autónomos) y controlando el proceso de forma automática por medio de un software especializado. También provee de toda la información que se genera en el proceso productivo a diversos usuarios, tanto del mismo nivel como de otros usuarios supervisores dentro de la empresa (supervisión, control calidad, control de producción, almacenamiento de datos, etc.). Por otro lado, Lozano (2012) expresa que:

La célula miocárdica en reposo es eléctricamente positiva a nivel extracelular y negativa a nivel intracelular. Cada estímulo crea un aumento en la permeabilidad de los canales de sodio, lo que resulta en un cambio de polaridad que es intracelularmente positivo y extracelularmente negativo. (Despolarización). Posteriormente vuelve a su polaridad original (repolarización). Este proceso comienza en un punto de la membrana celular del miocardio y se extiende progresivamente a través de ella hasta que se despolariza por completo. Inmediatamente se produce una repolarización secuencial de las áreas previamente despolarizadas.

La investigación se ha estructurado de la siguiente manera: en el I capítulo se tiene en cuenta el planteamiento del problema donde se hace la descripción de la realidad problemática, luego la formulación del problema con su respectivos objetivos de la investigación, tiene en cuenta Justificación de la investigación ,delimitaciones del estudio,

viabilidad del estudio y las estrategias metodológicas en el II capítulo el marco teórico, que comprende los antecedentes del estudio, el cual tiene en cuenta las Investigaciones relacionadas con el estudio y tras publicaciones , en las bases teóricas hacemos el tratado de las Teorías sobre la variable independiente y dependiente , definiciones de términos básicos, Sistema de hipótesis y la operacionalización de variables en el III capítulo el marco metodológico que contiene el diseño de la investigación, la población y muestra, las técnicas de recolección de datos y las técnicas para el procesamiento de la información, el IV capítulo que contiene los resultados estadísticos con el programa estadístico SPSS 25.0 y su respectiva contrastación de hipótesis, en el V capítulo tiene en cuenta la discusión de los resultados, en el VI capítulo contiene las Conclusiones, recomendaciones y finalmente las referencias bibliográficas y sus respectivos anexos.



## Capítulo I. Planteamiento del problema

### 1.1. Descripción de la realidad problemática

Hoy en día, las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en todo el mundo, con un promedio de 17 millones de muertes al año y un aumento de las muertes a lo largo de los años. En Perú, el 10,5% son cardiopatías (5,4% insuficiencia cardíaca y 5,1% cardiopatías mal diagnosticadas).

El monitoreo de un paciente ya sea previo o después de una intervención quirúrgica, es indispensable para poder conllevar a una mejor recuperación y dar un diagnóstico más preciso sobre el estado médico. En el contexto mundial y nacional antes mencionado, se toma en cuenta que en el Perú se realizan campañas gubernamentales para prevenir y tratar enfermedades del corazón, lo que ha permitido que los pacientes que padecen estas enfermedades se den cuenta de la importancia de monitorear constantemente la respuesta de su corazón para reducir la tasa de mortalidad en el país.

Existe una variedad de dispositivos biomédicos que se utilizan para medir y registrar las señales generadas por el corazón, tales como: pulsos acústicos, pulsos bioeléctricos, presiones vasculares, etc., donde están presentes monitores de signos vitales, electrocardiógrafos, fonocardiogramas, monitores de ECG.

Una comparación con el mercado internacional nos muestra que los electrocardiógrafos son equipos de alta sensibilidad y un detallado sistema de calibración, dada esta causa el porqué de sus precios exorbitantes.

Este dispositivo biomédico debe ser mantenido durante su funcionamiento por personal cualificado para asegurar su correcta ejecución y ayudar a los especialistas a ofrecer el mejor tratamiento y diagnóstico al paciente. Como resultado de estos requerimientos complejos, la solicitud para la obtención de estos equipos no solo está condicionada por los costos elevados sino también por la necesidad del experto para operarlos.

En el Perú para el monitoreo cardiaco de los pacientes en hospitales y centros de salud se requiere de equipos médicos los cuales son escasos, y no se cuenta con la cantidad de equipos suficientes para cubrir las necesidades médicas de cada localidad.

Esta escasez de equipos médicos de la salud ha generado respuestas de varias instituciones, las cuales demandan en su totalidad adquirirlos para sustentar sus demandas médicas. Con estos conceptos presente y frente a la realidad medica en el Perú ciertos centros médicos de salud se ven afectados en consideración a la ubicación y a la cantidad de habitantes de su localidad correspondiente, causando así que su petición por la obtención de equipos biomédicos (electrocardiógrafos) sean denegadas generando así un servicio médico deficiente y como resultado final un mal análisis de las enfermedades cardiacas en los pacientes.

Finalmente, esta investigación tiene como propósito determinar un sistema SCADA para las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.

## 1.2. Formulación del problema

### 1.2.1. Problema general

¿Cómo el sistema SCADA se relaciona con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020?

### 1.2.2. Problemas específicos

1. ¿Cómo los tipos de sistemas se relacionan con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020?
2. ¿Cómo las partes de un sistema SCADA se relacionan con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020?
3. ¿Cómo el aislamiento eléctrico se relaciona con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020?
4. ¿Cómo la amplificación bioeléctrica se relaciona con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020?
5. ¿Cómo el desarrollo de una HMI con una GLCD se relaciona con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020?
6. ¿Cómo el convertidor analógico – digital (ADC) se relaciona con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020?

### 1.3. Objetivos de la investigación

#### 1.3.1. Objetivo general

Conocer el sistema SCADA y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020

#### 1.3.2. Objetivos específicos

1. Conocer los tipos de sistemas y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
2. Conocer las partes de un sistema SCADA y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
3. Conocer el aislamiento eléctrico y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
4. Conocer la amplificación bioeléctrica y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
5. Conocer el desarrollo de una HMI con una GLCD y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
6. Conocer el convertidor analógico – digital (ADC) y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020

#### 1.4. Justificación de la investigación

“La justificación del presente trabajo de investigación se plasma teniendo en cuenta aspectos teóricos, prácticos y metodológicos que involucran a un sistema SCADA y las señales cardíacas pertenecientes al Hospital de Emergencia de Villa el Salvador durante el año 2020.”

##### a) Justificación Teórica

El presente trabajo de investigación se sustenta en la teoría de Albornoz, (2017) manifiesta que la Interfaz Gráfica de Usuario (GUI por su nombre en inglés, Graphical User Interface) es parte fundamental de cualquier aplicación; al comenzar a trabajar con una computadora el usuario comienza a interactuar con la Interfaz, ya sea la del sistema operativo, la de un software en particular o la de cualquier sitio web. Es donde comienza la interacción hombre - computadora. La señal electrocardiográfica ECG, se define como la sumatoria de diferenciales de potencial tomados entre dos puntos, captados en la superficie del cuerpo, propagados por el tejido cardíaco y desfasados en tiempo y espacio.”

Las diversas investigaciones sobre el sistema SCADA y las señales cardíacas, apuntan a factores tecnológicos y económicos como las causas de la ocurrencia de este fenómeno. En este contexto, se presentaron en la red de operacionalización y se utilizaron ampliamente en el sistema hipotético para crear una propuesta de mejora del sistema SCADA para abordar sus problemas y brindar señales cardíacas de alta calidad al hospital.”

##### b) Justificación Practica

En cuanto a los objetivos del estudio, el resultado nos permitirá encontrar soluciones específicas a los problemas del sistema SCADA que afectan las señales cardíacas. Con tales resultados también será posible proponer cambios y recomendaciones que regularán y garantizarán un óptimo confort en el sistema SCADA utilizado para señales cardíacas en el Hospital de Emergencias de Villa el Salvador.

**c) Justificación Metodológica**

Para lograr los objetivos de estudio, se acude al empleo de técnicas (encuestas) e instrumentos (cuestionarios) de investigación y al procesamiento de estos mediante tabulaciones y métodos estadísticos. Con ello se pretende determinar de qué manera se relaciona el sistema SCADA y las señales cardíacas perteneciente al Hospital de Emergencia Villa el Salvador.

Es preciso indicar que el presente estudio nos permitirá aplicar todas las técnicas que se encuentran asociadas al desarrollo de las metodologías tanto estadísticas como de búsqueda y referencia, con lo que se irán perfeccionando el sistema SCADA y las señales cardíacas.

Por tal motivo, el presente trabajo de investigación es muy importante ya que pone en evidencia dos de los aspectos que se encuentran íntimamente relacionados a la calidad tecnológica en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador., siendo los siguientes: El sistema SCADA y las señales cardíacas.

### **1.5. Delimitaciones del estudio**

**a. Delimitación temporal**

Esta investigación es de actualidad, por cuanto el tema del sistema SCADA y las señales cardíacas es vigente como parte del ámbito tecnológico.”

**b. Delimitación espacial**

Esta investigación está comprendida dentro de la Región Lima, Distrito de Villa el Salvador, con la participación del Hospital de Emergencia Villa el Salvador.”

**c. Delimitación cuantitativa**

Esta investigación se efectuará con una muestra intencional y el procesamiento estadístico correspondiente.

**d. Delimitación conceptual**

Esta investigación abarca dos conceptos fundamentales: Sistema SCADA y las señales cardíacas pertenecientes al Hospital de Emergencia Villa el Salvador.

**1.6. Viabilidad del estudio**

El presente trabajo de investigación es viable porque cuenta con el presupuesto auto financiado por el investigador, existen fuentes teóricas que respaldan la presente investigación, cuenta con el apoyo de los docentes especializado en el tema y la investigación, como metodólogo, asesores temáticos, estadísticos y una traductora de idioma extranjero y un especialista técnico en computación para desarrollar la investigación.”

## Capítulo II. Marco teórico

### 2.1. Antecedentes de la investigación

#### 2.1.1. Antecedentes internacionales

Navarrete (2020), la tesis titulada: “Diseño de sistema de control automatizado y utilización de software para la monitorización remota de equipos de refrigeración industrial de bajo costo, en la industria de conservación de medicamentos.”, la institución que le respaldó fue la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil (Ecuador), el objetivo fue desarrollar un sistema de control automatizado y monitorización remota para la conservación adecuada de medicamentos de tipo termolábiles, mediante el uso de equipos de bajo costo industrial. El tipo de investigación fue correlacional, descriptiva y explicativa, enfoque cuantitativo, llegando a la siguiente conclusión; El sistema de control y supervisión propuestos mediante el uso de controladores lógicos programables robusto y de bajo costos, brindan una fiabilidad de los procesos enfocados a la conservación de medicamentos en áreas refrigeradas, los cuales brindaron una solución a la problemática establecida por la falta de dispositivos de precisión en los equipos mencionados, otorgando un sistema más eficiente para el control de temperatura y conservación de los fármacos.

Díaz y Lozano (2017), la tesis titulada: “Desarrollo de una red de comunicación para la transmisión de señales cardíacas de pacientes domiciliarios a una interfaz Web a bajo costo.”, la institución que le respaldó fue la Universidad Distrital Francisco José de Caldas (Colombia), el objetivo fue desarrollar una red de comunicación para la transmisión de señales cardíacas

de pacientes domiciliarios a una interfaz Web a bajo costo. El tipo de investigación fue cuasi-experimental, llegando a la siguiente conclusión; Debido a que este proyecto no incluye al dispositivo recolector de la señal cardiaca, no fue posible realizar un gran número de pruebas y de esta manera generalizar los resultados obtenidos del proyecto. Sin embargo, se utilizó el módulo AD-8232, para obtener resultados concluyentes que permitan dar un indicio al funcionamiento de la red de comunicación y que esta se encuentre dentro del rango de parámetros adecuados de calidad de servicio.

Vaca (2019), la tesis titulada: “Implementación de un sistema SCADA mediante el software intouch para el control y visualización de procesos industriales.”, la institución que le respaldó fue la Universidad Técnica del Norte (Ecuador), el objetivo fue diseñar un Sistema SCADA mediante el software INTOUCH para el control y visualización de procesos industriales.

El tipo de investigación descriptivo experimental y diseño transversal, llegando a la siguiente conclusión; que como resultado de este trabajo y luego de realizar pruebas de sensores, actuadores, cableado, comunicación de red entre PLC'S, configuración de hardware y software para los módulos de control de nivel, caudal y presión de líquidos; se obtuvo un modelo de sistema SCADA óptimo para su funcionamiento, cumpliendo con los objetivos planteados para el presente proyecto.

Carrera (2018), la tesis titulada: “Sistema de telemedicina para monitorear señales electrocardiográficas en pacientes con enfermedades cardíacas.”, la institución que le respaldó fue la Universidad de Ambato (Ecuador), el objetivo

fue implementar un sistema de telemedicina para monitorear señales electrocardiográficas (ECG) en pacientes con enfermedades cardíacas. El tipo de investigación descriptivo y diseño experimental, su muestra fue de 137 pacientes su instrumento de recolecta de datos fue la entrevista, llegando a la siguiente conclusión; “ que en el método de monitoreo de pacientes cardiacos actualmente en el país se lo realiza de forma tradicional, aún no se utilizan las nuevas tecnologías de comunicación y tampoco va ligado a sistemas de telemedicina, aunque existen algunos sistemas electrónicos de monitoreo sus capacidades no son explotadas al 100%.

Narváez y Valverde (2021), la tesis titulada: “Diseño de un prototipo electrónico de bajo costo y reducidas dimensiones que permita la adquisición, procesamiento y visualización de señales cardiacas.”, la institución que le respaldo fue la Universidad Politécnica Salesiana (Ecuador), el objetivo fue utilizar las herramientas de medición trabajadas en este estudio para obtener datos de medición precisos al momento de analizar las características del trabajo de investigación. El tipo de investigación fue aplicada, bibliográfica-documental y experimental, llegando a la siguiente conclusión; se ha cumplido con el objetivo principal de este proyecto de titulación, el cual fue “Diseño de un prototipo electrónico de bajo costo y reducidas dimensiones que permita la adquisición, procesamiento y visualización de señales cardiacas”. Para esto, el diseño se fundamentó en el circuito integrado que funciona como primera fase en la adquisición de señales cardiacas. Se diseñó el circuito, los esquemas eléctricos y los demás componentes para el desarrollo de este prototipo. De igual manera, se diseñó un placa PCB con las recomendaciones y especificaciones

establecidas por el fabricante. Asimismo, se creó un firmware que permita el control y configuración del ADAS desde un dsPIC30F4013. Se elaboró un case de madera que se puede observar en el Apéndice C, este case fue realizado para facilitar la manipulación y uso del prototipo.

### **2.1.2. Antecedentes nacionales**

Rodríguez (2018), la tesis titulada: “Diseño SCADA para monitorear alarmas contra incendio del hospital regional de Lambayeque Chiclayo 2017.”, la institución que le respaldó fue la Universidad Cesar Vallejo (Perú), el objetivo fue determinar diseño SCADA para monitorear alarmas contra incendio del hospital regional de Lambayeque Chiclayo 2017. El tipo de investigación descriptivo no experimental y diseño transversal, el instrumento de recolección de datos que se utilizó fue el cuestionario, llegando a la siguiente conclusión; que se estableció el inventario del sistema contra incendios actual, que cuenta con 1 central de control, 107 estaciones manuales, 671 sensores de humo, 102 sensores de temperatura y 107 luces estroboscópicas, estos están repartidos en todas las áreas del hospital, el sistema hidráulico está constituido por 1 electrobomba tipo Jockey centrífuga de 5 hp trifásico a 220V para las pérdidas de carga cuando el sistema no está en funcionamiento 1 motobomba diésel marca Clarke que solo se accionara durante algún incidente en el hospital.

Servan (2019), la tesis titulada: “Automatización de subestaciones de potencia de la empresa distribuidora electro Ucayali S.A. mediante un sistema SCADA/ICCP para permitirle el monitoreo, control y envío de datos al centro de control del OES.”, la institución que le respaldó fue la Universidad Nacional

del Callao (Perú), el objetivo fue implementar un sistema SCADA/ICCP en la Empresa Distribuidora ELECTRO UCAYALI S.A., con el fin de automatizar las subestaciones de potencia y permitirle el monitoreo, control y envío de datos al centro de control COES. El tipo de investigación fue descriptivo experimental y diseño transversal, llegando a la siguiente conclusión; que se logró dimensionar los equipos necesarios tales como: servidores, estaciones de trabajo, switches, GPS, Unidades Terminales Remotas (RTU), tarjeta de entradas y salidas. Estos equipos adicionales se acoplaron a los equipos encontrados inicialmente ayudando a la automatización de las subestaciones de potencia para permitirle el monitoreo, control y envío de datos al centro de control del COES.”

Garcia y Quino (2018), la tesis titulada: “Desarrollo de un equipo tipo HOLTER de una derivación para monitoreo de señales cardiacas y una aplicación web de procesamiento de señales ECG para detección y estudio de arritmias de tipo fibrilación auricular”, la institución que le respaldo fue la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (Perú), el objetivo fue Desarrollar un dispositivo tipo Holter de una derivación para monitoreo de señales cardiacas y un software de procesamiento de señales ECG con aplicación web para la detección de eventos arrítmicos orientado al estudio de fibrilación auricular que se ajuste a las limitaciones y requerimientos básicos específicos del Hospital Nacional Arzobispo Loayza. El tipo de investigación descriptivo experimental, llegando a la siguiente conclusión; que, El equipo desarrollado tiene un precio de S/. 526.00, lo que lo hace 67% más accesible que el equipo TLC5000 de marca CONTEC, certificado y utilizado en las pruebas de validación en el Hospital Nacional Arzobispo Loayza.”

Yapanqui y Rocal (2018), la tesis titulada: “Diseño e implementación de un módulo de monitoreo cardiaco portátil para zonas rurales”, la institución que le respaldó fue la Pontificia Universidad Católica del Perú (Perú), el objetivo fue diseñar y desarrollar un módulo portátil de monitoreo cardíaco de bajo costo para localidades alejadas. El tipo de investigación descriptivo no experimental y diseño transversal, llegando a la siguiente conclusión; que se logró implementar un sistema capaz de adquirir y transmitir vía comunicación inalámbrica la señal electrocardiográfica, que puede ser visualizada en un aplicativo a tiempo real, el cual se encuentra instalado en la computadora.

Llauce (2018), la tesis titulada: “Diseño de Sistema Scada para mejorar el control de oxígeno medicinal de un Hospital Categoría III-1 – Chiclayo, 2018”, la institución que le respaldó fue la Universidad César Vallejo (Perú), el objetivo fue diseñar un sistema SCADA para mejorar el control de oxígeno medicinal de un Hospital categoría III-1 - Chiclayo. El tipo de investigación es descriptivo, aplicada, diseño de experimental, llegando a la siguiente conclusión; el sistema SCADA propuesto me permita dar una mejor solución bajo el control de los Parámetros (temperatura y presión) y registro de consumos exactos, permitirá monitorear con los equipos seleccionados, los valores reales previniendo y atendiendo fallas dentro del sistema en el menor tiempo posible; Con el diagnóstico llevado a cabo en el hospital, se concluye que los resultados obtenidos dentro de este objetivo, que la institución presentaba un consumo general de oxígeno y que en las áreas involucradas no presentaba un registro de manera independiente y que se maneja bajo estimaciones de consumo y, por

ende, se genera un gasto innecesario de dicho gas. Además, el control de válvulas a nivel general en toda la red se maneja de manera manual; Se concluye que, la identificación de los parámetros (temperatura, presión) dentro del sistema de red de oxígeno medicinal, nos permitió establecer valores de diseño del sistema propuesto; para desarrollar este objetivo se tuvo que trabajar en el cálculo de flujos en las áreas más importantes del centro hospitalario, resultados obtenidos por un cuestionario de consumo estimado en las áreas más consideradas. el sistema propuesto, el cual cumple con lo requerido por la institución es el SIAR/SCADA, Terminal y software HMI 01.00.00, en el cual se seleccionaron los componentes y elementos que intervienen en la solución propuesta.

## **2.2. Bases teóricas**

### **2.2.1. Sistema SCADA (X)**

Su nombre proviene de las siglas "Supervisory Control And Data Acquisition" (Sistema de control, supervisión y adquisición de datos). Es un sistema basado en computadora que permite el monitoreo y control remoto de las variables del proceso, permite la comunicación con dispositivos de campo (controladores autónomos) y controla el proceso automáticamente a través de un software dedicado. También pone a disposición de los diferentes usuarios, tanto del mismo nivel como de otros usuarios supervisores dentro de la empresa (supervisión, control de calidad, control de producción, almacenamiento de datos, etc.), toda la información generada en el proceso productivo. (Lozano, 2012)

Los sistemas SCADA incluyen muchos subsistemas, por ejemplo, la adquisición de datos puede ser manejada por un PLC (controlador lógico

programable) o dispositivos que toman las señales y las envían a las estaciones remotas utilizando un protocolo determinado, otra forma podría ser que una computadora lleve a cabo la adquisición. a través de un hardware especial y luego transmite esta información a una radio a través de su puerto serie, por lo que hay muchas otras alternativas.”

“Las tareas de monitoreo y control están más generalmente relacionadas con el software SCADA en el cual el operador puede visualizar en la pantalla de la computadora de cada una de las estaciones remotas que componen el sistema sus estados y situaciones de alarma y realizar acciones físicas sobre algunos dispositivos remotos que se comunican vía buses especiales o redes LAN. Todo esto generalmente se realiza en tiempo real y tiene como objetivo brindar al operador de la planta la capacidad de monitorear y controlar estos procesos.”

El sistema SCADA actúa sobre los dispositivos instalados en la planta, como son los controladores, autómatas, sensores, actuadores, registradores, etc. Además, permite controlar el proceso desde una estación remota, para ello el software brinda una interfaz gráfica que muestra el comportamiento del proceso en tiempo real. Generalmente se vincula el software al uso de una computadora o de un PLC, la acción de control es realizada por los controladores de campo, pero la comunicación del sistema con el operador es necesariamente vía computadora. Sin embargo, el operador puede gobernar el proceso en un momento dado si es necesario.”

#### **2.2.1.1. Tipos de sistemas**

Los distintos SCADA pueden dividirse en dos categorías y según estas definir las:

- **Sistemas SCADA abiertos y propietarios**

Los sistemas abiertos u Open son aquellos desarrollados para poder ser aplicados a cualquier tipo de tecnología o dispositivo de control, es decir si se necesita enlazar un equipo de distintos fabricantes, es necesario solo contar con los drivers que interpreten los distintos códigos de comunicación utilizados. La principal ventaja de este tipo de sistema es su capacidad de crecimiento conjunto con la planta, es decir nuevos equipos pueden ser implementados así sean de distintos fabricantes.

Los sistemas propietarios son aquellos desarrollados por los propios fabricantes de equipos o dispositivos de control, los cuales se comunican entre sí con sus propios drivers; la principal desventaja de este tipo de software SCADA es la gran dependencia que se tiene del proveedor del sistema.

- **Sistemas SCADA comerciales y gratuitos**

Un sistema SCADA comercial es uno que generalmente es desarrollado por una empresa que es responsable de crear todas las interfaces necesarias para que los diversos dispositivos se comuniquen y, una vez que esté completo, brindar al usuario un producto de sistema fácil de usar. Cuanto más confiable y fácil de usar es el software,

más costoso es, por lo tanto, de difícil acceso para las pequeñas empresas que se ven obligadas a tener todo un personal disponible para monitorear la instalación.

Un sistema SCADA gratuito generalmente se creaba como un sistema SCADA comercial. Con el tiempo, se hizo evidente que había mayores ventajas en hacer que estos sistemas, con su código de programación, estuvieran disponibles abiertamente para varios desarrolladores alrededor del mundo, los cuales cooperan con su desarrollo, por lo general la única condición para poder adquirir este software es comprometerse a que una vez logrado el objetivo buscado, este conocimiento sea compartido (Udep, 2008)

#### **2.2.1.2. Partes de un sistema SCADA**

Un sistema SCADA ha sido creado para monitorear desde una sola central, los distintos procesos de una o varias plantas, un esquema regular de un sistema SCADA, consta de una Unidad Terminal Maestra (MTU), de Unidades Terminales Remotas (RTU) y los medios físicos de comunicación (Udep, 2008)

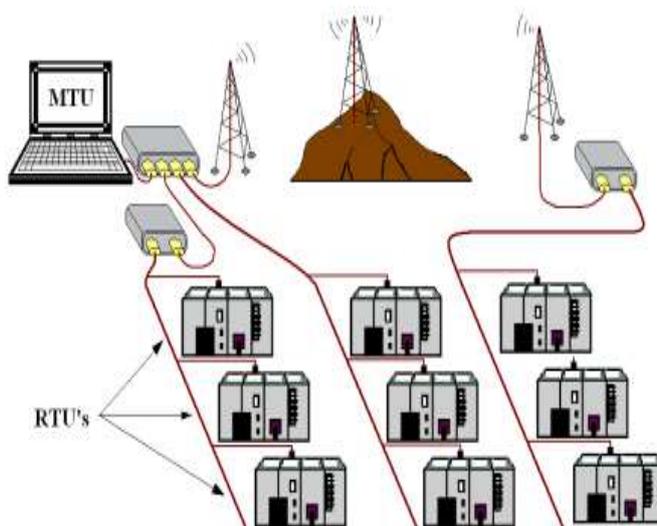


Figura 1: Componentes del sistema SCADA

- **Unidades Terminales Maestras**

Es el centro del sistema, es el componente que utiliza el personal operativo para visualizar las diferentes variables de los procesos en la planta; En general, una MTU es una computadora PC de capacidad regular que realiza funciones no solo de monitoreo sino también de almacenamiento y procesamiento adecuado de datos que sirven para las diversas aplicaciones que el operador o usuario necesita.

- **Unidades Terminales Remotas**

Una RTU es una unidad de control y adquisición de datos autónoma, generalmente basada en un microprocesador, que monitorea y controla el equipo en una ubicación remota desde una estación central. Esta tarea principal es controlar y recopilar datos del equipo de proceso en el sitio remoto y transmitir esta información a la estación central. La configuración de cómo descargar dinámicamente esta

información, es mediante una configuración dada por la estación central.” (Udep, 2008)

### 2.2.1.3. Aislamiento eléctrico

Este aislamiento contará con una protección contra interferencias electromagnéticas, mediante un filtro pasivo RC, y contra descargas eléctricas o por desfibrilación mediante diodos de alta velocidad, el aislamiento también contará con buffers de entrada o también llamados seguidores de tensión.

Para el aislamiento eléctrico, se utiliza un seguidor de tensión el cual tiene una impedancia de entrada alta y una impedancia de salida baja, en un seguidor de tensión la carga es ideal vista desde la entrada, y desde la salida es un generador de tensión ideal, cuenta con una ganancia unitaria  $A_v=1$ , el seguidor de tensión fue implementado con el integrado TL084, el cual posee entradas J-FET de alta impedancia de entrada 1012.

El filtro de entrada es un filtro pasivo RC, este filtro evita interferencias electromagnéticas, la frecuencia de corte del filtro es de 1kHz, para evitar que circulen hacia el paciente corrientes parasitas se escoge una resistencia de  $330k\Omega$ , ya que la normativa AAMI restringe a 50 A la corriente que puede atravesar el cuerpo humano, también estos filtros sirven para dar una mayor estabilidad a cada buffer de entrada.”

Esta etapa cuenta también con la protección contra desfibrilación la cual consta de diodos de alta velocidad 1N4148, protegiendo al paciente y a los buffers de entrada contra sobretensiones.”

- **Red de Wilson**

La red de Wilson hace posible obtener el puerto central de Wilson, llamado CTW. Este punto se utiliza como referencia del potencial cero en el cuerpo humano para obtener los potenciales unipolares de la actividad cardiaca. Este punto también se utiliza para capturar los potenciales de las derivaciones Goldberger extendidas y obtener el voltaje en modo común para el electrodo de la pierna derecha, en este punto se conecta el blindaje de las derivaciones de ECG. La red de Wilson es una red de resistencias, generalmente compuesta por resistencias de 10k. Para que el circuito funcione correctamente, se deben obtener resistencias con tolerancias muy ajustadas para garantizar el correcto funcionamiento del circuito. (Meneses, A. y Toloza, D. (s.f) y Rieta, J., Sanchis, J., Baiker, M. y Scholl, A. 2004)

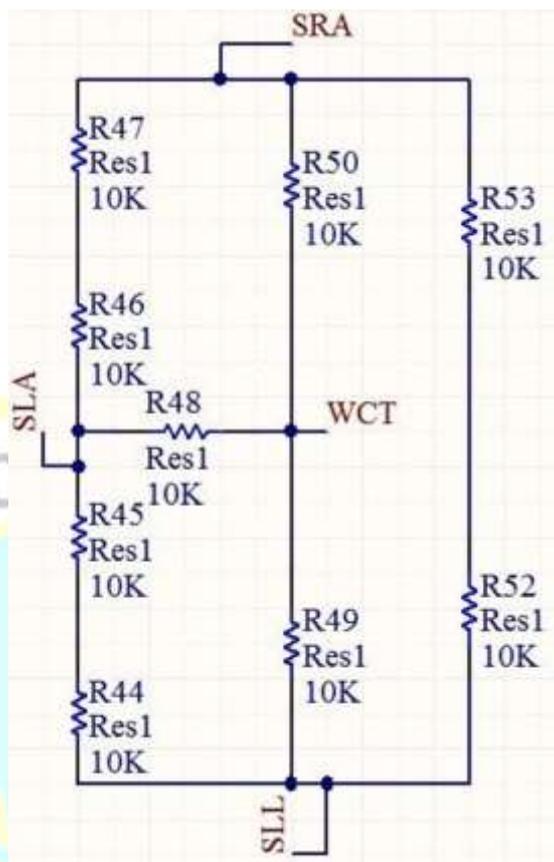


Figura 2: Red de Wilson

- **Apantallamiento y electrodo de la pierna**

En la pinza central de Wilson (CTW) el voltaje es en modo común, este se lleva a través de un seguidor de voltaje al blindaje de los cables de electrocardiografía, llevando el blindaje al mismo potencial en modo común para evitar interferencias y reducir el ruido más fuerte debido a los amplificadores de instrumentación.

El voltaje presente en CTW también es llevado hacia el electrodo de la pierna derecha para reducir el ruido, después del buffer la señal es amplificada e invertida, se coloca un condensador en paralelo para evitar posibles oscilaciones de la señal, luego de esto la señal pasa por

el filtro pasa bajo para evitar interferencias electromagnéticas y la señal es inyectada al electrodo de la pierna derecha.”

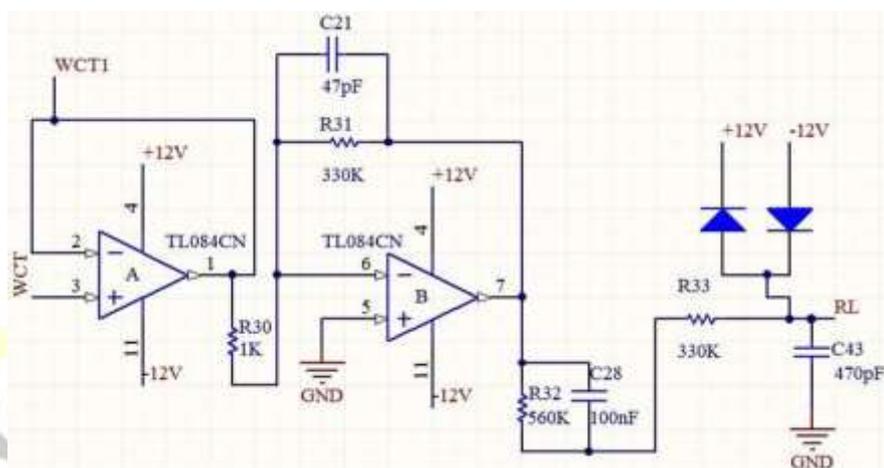


Figura 3: Electro de la pierna derecha

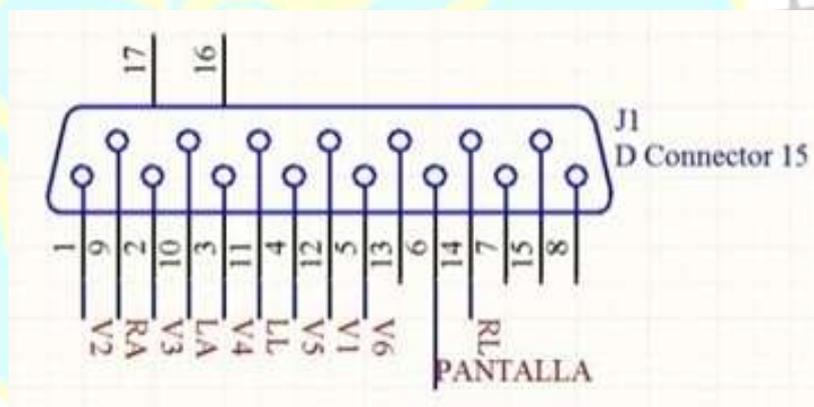


Figura 4: Electro de la pierna derecha

Mediante un jumper se da la opción de llevar el apantallamiento de los cables electrocardiográficos a tierra, con el fin de poder comparar en qué punto se obtiene una mejor calidad de señal, se elimina el ruido en un mayor grado y se evita interferencias electromagnéticas.”

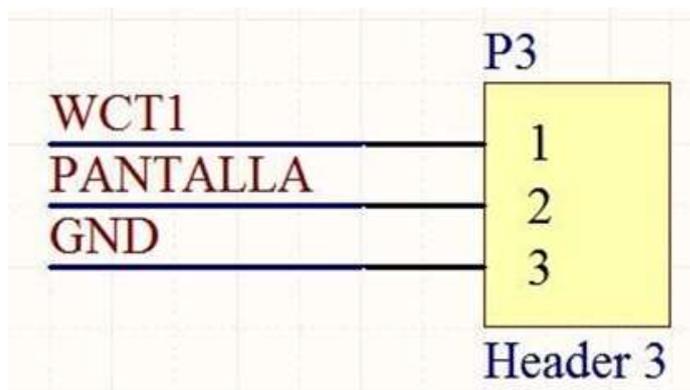


Figura 5. Jumper para apantallamiento de los cables electrocardiográficos

#### 2.2.1.4. Amplificación bioeléctrica

Para esta etapa se utilizaron dos tipos de amplificadores de instrumentación, los INA128P de Burr-Brown y los AD620AN de Analog Devices, se utilizaron dos tipos de amplificadores para poder compararlos en la calidad obtenida de la señal, y ver con cual integrado se obtiene mejores resultados.

En esta etapa se realiza una pequeña pre-amplificación de la señal electrocardiográfica, no se deben utilizar altas ganancias, ya que los amplificadores de instrumentación se pueden saturar, ya que amplificando la señal también se puede amplificar el ruido presente en ella y no se obtendrá una adecuada señal de efecto al final del proceso.

El principal objetivo de utilizar estos amplificadores es eliminar o rechazar la señal común, estos amplificadores de instrumentación juntamente con el electrodo de la pierna derecha disminuyen en gran manera el ruido presente en la señal ecg.

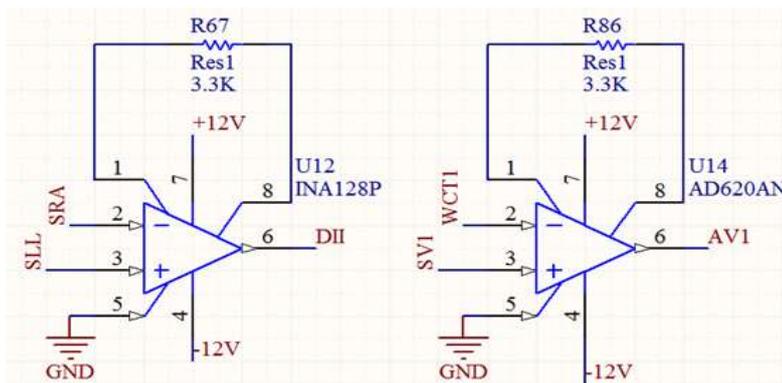


Figura 6. Etapa de pre-amplificación

(Meneses, A. y Toloza, D. (s.f) y Rieta, J., Sanchis, J., Baiker, M. y Scholl, A. 2004) Algunas de las características con las que debe contar un amplificador de instrumentación son las siguientes:

- Alta relación de rechazo en modo común (CMRR).
- Bajo voltaje offset.
- Buena respuesta en frecuencia.
- Impedancia de entrada alta.
- Corrientes de polarización de entrada bajas.
- Protección contra sobre tensiones.

#### ❖ INA128P



Figura 7. INA128P

El INA128P es un amplificador de instrumentación de propósito general que ofrece alta precisión, una integración de muy baja potencia, consta de tres amplificadores operacionales y su pequeño tamaño lo hace adecuado para una amplia gama de aplicaciones.

Tiene un ancho de banda amplio y una ganancia que se puede calibrar usando una resistencia externa para la placa, dando ganancias de 1 a 10000.

Gracias a los cortes realizados con láser este integrado ofrece un bajo voltaje de offset de 50 V con una variación de 0.5 V/°C, y un alto rechazo en modo común (CMRR), corrientes parasitas bajas de entrada de 5nA máximo, entradas protegidas hasta 40V, rangos de alimentación desde 2.25 hasta 18V.

Este integrado es utilizado en varias aplicaciones como puente amplificador, amplificador para termocuplas, para sensor RTD amplificando la señal, instrumentación médica y adquisición de datos.

El esquema interno de este integrado se muestra a continuación:

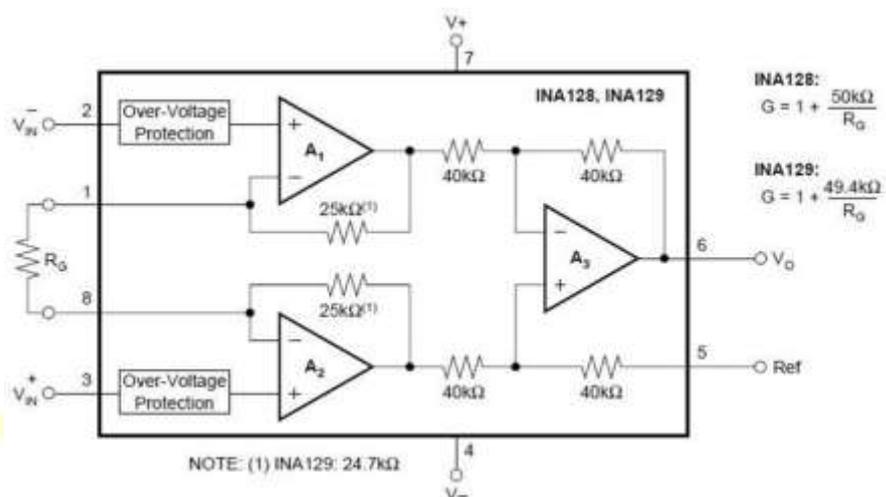


Figura 8. Esquema interno del INA128P

Como se puede observar en la figura anterior, la ganancia del circuito integrado se tiene que calcular de acuerdo a la ecuación proporcionada por el fabricante en su hoja de datos, para esta etapa de preamplificador una ganancia de 16 de acuerdo a la ecuación proporcionada por el fabricante, la resistencia conectada entre el pin 1 y 8 del chip debe ser:

$$R_G = 3333.33$$

El valor comercial de resistencia que se encontró fue de 3.3K, con esta resistencia se calcula nuevamente la ganancia que tendrá esta etapa de pre-amplificación.

$$G=16.1515$$

❖ **AD620AN**

*Figura 9. AD620AN*

Tiene características como es un chip integrado fácil de usar, la ganancia del chip se puede calibrar por medio de una resistencia externa, obtiene ganancias de 1 a 10000, puede operar con voltajes de 2.3V a 18V, es un Chip de corriente con consumo de corriente muy bajo de solo 1,3 mA, excelentes características de rendimiento de CC, como un voltaje de compensación de entrada máximo bajo de 50 V con una fluctuación de compensación de entrada de 0,6/°C, una corriente de entrada parásita máxima de 1,0 nA y un modo común de 100 dB de buen rechazo a una ganancia de 10, ruido de entrada muy bajo de 0,28 Vp-p en el rango de 0,1 a 10 Hz.

Este integrado se utiliza principalmente en aplicaciones como balanzas industriales, instrumentación médica y ecg, interfaz de transducción, sistemas de adquisición de datos, control de procesos industriales, equipos portables alimentados por baterías.

El esquema interno de este integrado se muestra a continuación:

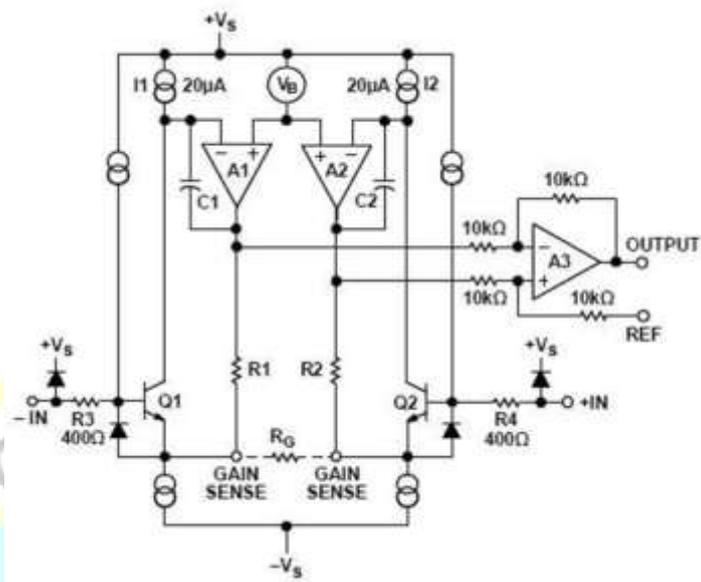


Figura 10. Esquema interno AD620AN

La siguiente ecuación sirve para calcular la resistencia externa y así poder obtener la ganancia deseada, se utilizará una ganancia de 16.

De acuerdo con la ecuación dada se calcula la resistencia para obtener la ganancia.

$$R_G = 3293.33$$

El valor comercial de resistencia encontrado fue de 3.3k y la ganancia con la que queda la etapa de pre-amplificación realizada con los AD620AN es de:

$$G=15.9697$$

### 2.2.1.5. Desarrollo de una HMI con una GLCD

La interfaz hombre-máquina (HMI) está diseñada para visualizar la señal electrocardiográfica en la pantalla gráfica. Para visualizar la señal se implementa un filtro digital para limitar el ancho de banda y reducir posibles interferencias en la señal una vez filtrada. La señal se muestra digitalmente en la pantalla gráfica (GLCD), la frecuencia cardíaca también se muestra en dos pantallas de 7 segmentos.

#### ► Filtro digital

La señal electrocardiográfica obtenida en la parte analógica debe ser procesada a niveles de tensión permitidos por microcontroladores de tal forma que sus valores estén entre 0 V y 5 V. Para ello se utiliza un amplificador operacional configurado como sumador inversor, que mantiene un nivel de offset a la señal que pasa a ser este offset regulado por un potenciómetro para que la señal se visualice correctamente en la pantalla gráfica, el circuito de acondicionamiento de señal es el siguiente:

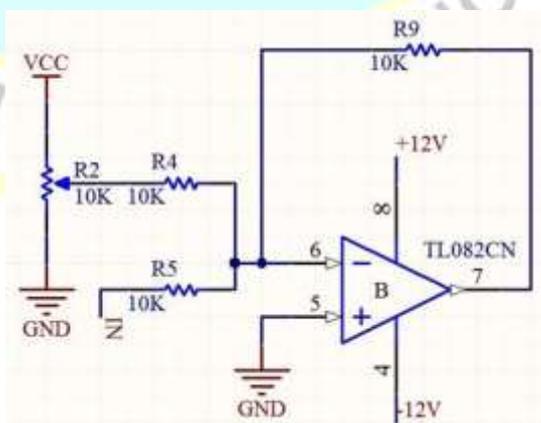


Figura 11. Sumador invertente

Después de haber pasado la señal por el sumador invertente, pasara por un amplificador invertente para obtener la señal original sin que esta se desfase, al amplificador se le ha colocado un potenciómetro, el cual controlara la ganancia que se desee dar a la señal para que sea visualizada de una mejor manera en la pantalla grafica pudiendo atenuarla o amplificarla como se desee.

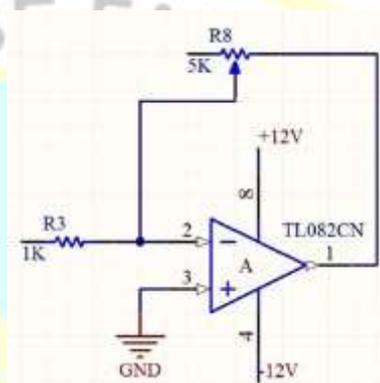


Figura 12. Amplificador invertente

La señal pasará a través de un filtro activo pasa bajo de segundo orden, cuya frecuencia de corte será la mitad de la frecuencia de muestreo del ADC del microcontrolador, este filtro sirve para evitar aliasing en la señal electrocardiográfica.

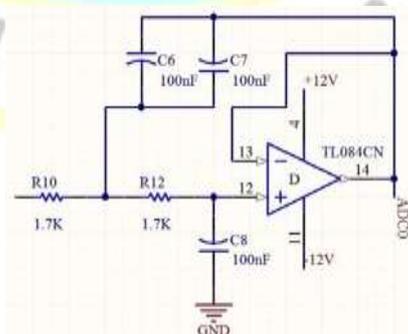


Figura 13. Filtro pasa bajo antialiasing

“Después de acondicionar la señal, está lista para ser procesada por el microcontrolador. La elección recayó en el PIC18F2550 porque es un microcontrolador de gama media que, además de una buena velocidad de procesamiento debido a la configuración PLL, tiene algunas propiedades importantes.”

Este microcontrolador ya tiene integrado un módulo ADC de 10 bits (BINARY DIGITS), tiene la opción PLL que es un multiplicador de frecuencia para permitir que el microcontrolador trabaje a mayor velocidad, el programa se hizo con el compilador mikroc.

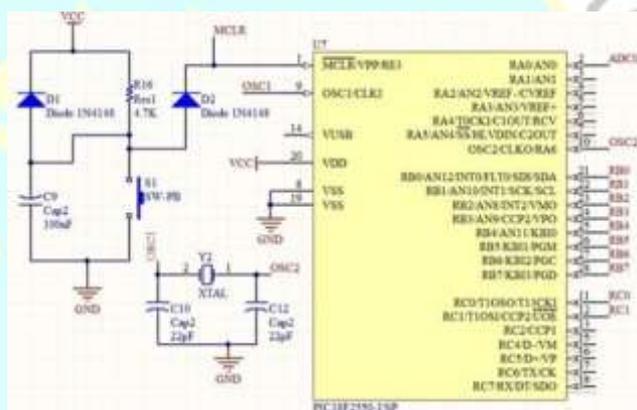


Figura 14. Esquema de conexión para el filtro digital

Luego de haber implementado el filtro en el microcontrolador, se reconstruye la señal filtrada, la reconstrucción se la realizara a través de un DAC (Digital to Analog Converter-Convertor Digital Analógico) utilizando una red R2R.”

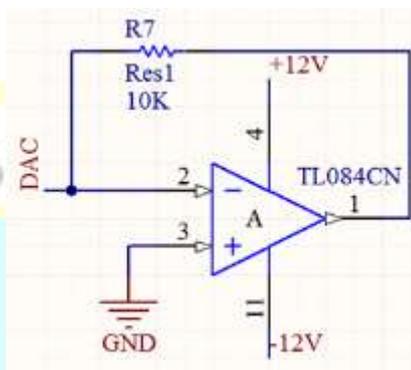
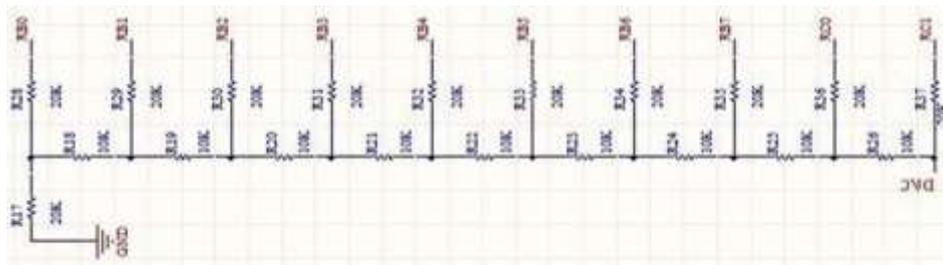


Figura 15. DAC mediante red R2R

Después del DAC se utiliza un filtro activo pasa bajo de reconstrucción, de igual manera la frecuencia de corte será la mitad de la frecuencia de muestreo del ADC para reconstruirla correctamente.

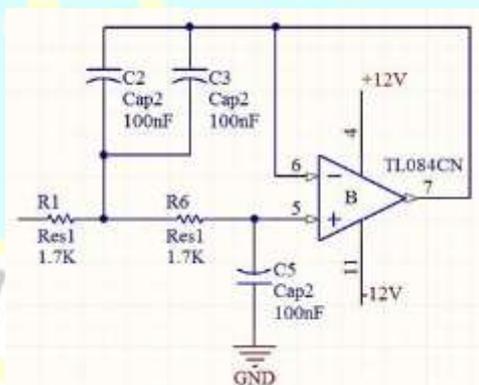


Figura 16. Filtro pasa bajo reconstrucción

Ya que la señal fue invertida por el sumador, se la invierte con una ganancia igual a la unidad obteniendo la señal ecg finalmente reconstruida, esta señal se la utilizará para el detector de QRS, este detector obtendrá los pulsos necesarios para calcular la frecuencia cardiaca, y también esta señal es la que será visualizada en la pantalla gráfica, después de todo este proceso la señal ha quedado filtrada digitalmente.

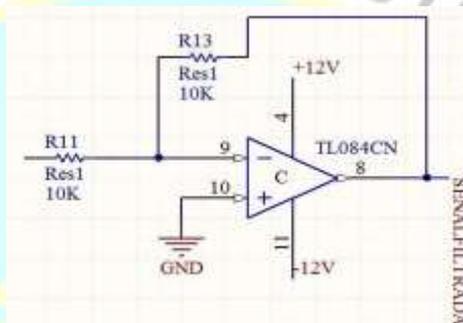


Figura 17. Invertente

### ➤ Detector de QRS

El detector de QRS se utiliza para obtener los pulsos del corazón y contarlos durante 15 segundos y multiplicar por 4, dando los pulsos por minuto (ppm), dando una resolución de 4 pulsos.

Después de filtrar y reconstruir la señal de ECG, se utiliza un filtro de paso de banda activo entre las frecuencias de 12 Hz y 25 Hz, que son los rangos de frecuencia de corte donde está presente el complejo QRS.

Para poder simular del detector de QRS y los pulsos que se obtendrán al final se utilizó Multisim 11.0, ya que posee una librería

con la cual se puede simular la señal electrocardiográfica la cual se muestra a continuación.

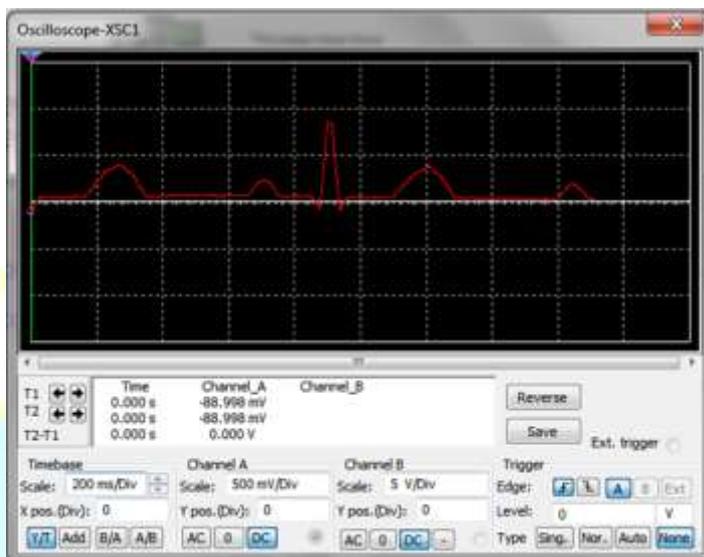


Figura 18. Señal ECG simulada en Multisim 11.0

A continuación, se muestra el filtro de paso de banda activo incorporado, la señal que sale del filtro va más allá a un seguidor de voltaje para el acoplamiento de impedancia a la siguiente etapa.

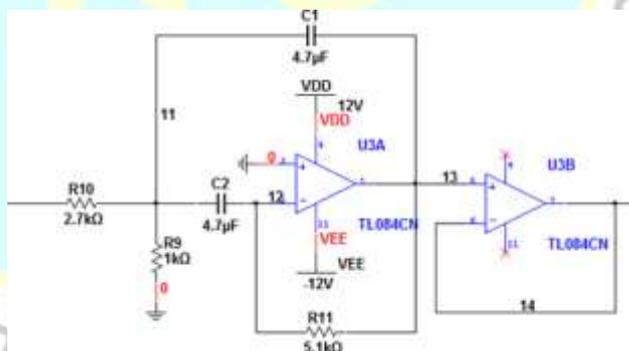


Figura 19. Filtro pasa banda y seguidor de tensión

La señal ecg filtrada y el diagrama de bode del filtro pasa banda se muestran a continuación.

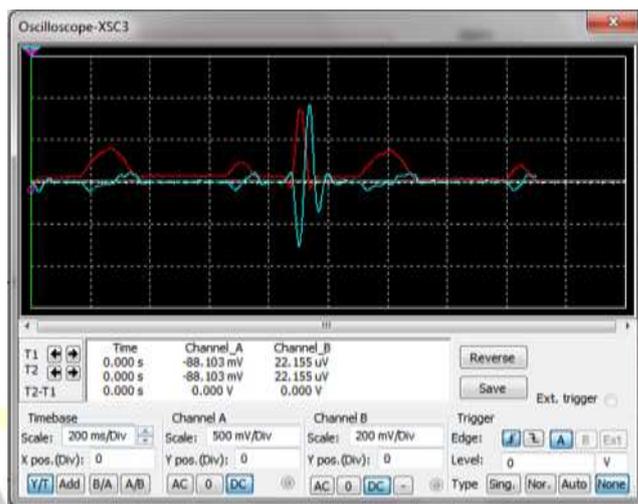


Figura 20. Señal ecg filtrada para el detector de QRS



Figura 21. Magnitud filtro pasa banda

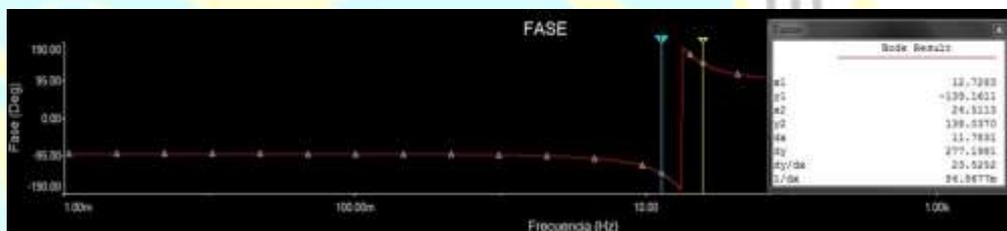


Figura 22. Fase filtro pasa banda

Se necesita que la señal filtrada este sobre el nivel de cero voltios, por lo cual se la rectifica mediante un rectificador de onda implementado con un amplificador operacional.

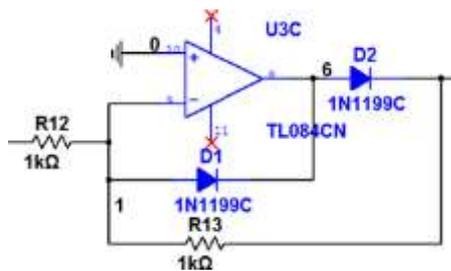


Figura 23. Esquema rectificador de Onda

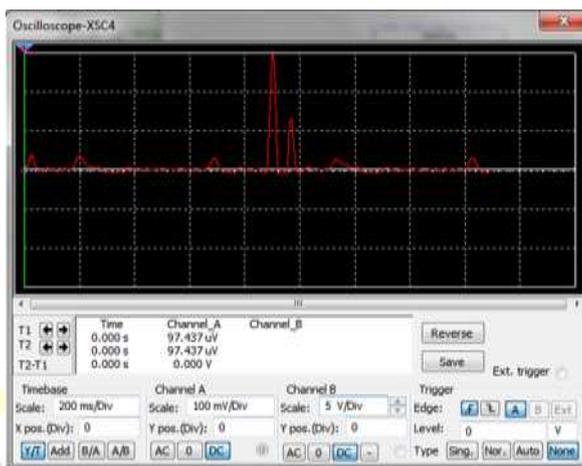


Figura 24. Complejo QRS rectificado

Para obtener los pulsos, el complejo QRS rectificado pasara a través de un comparador, el cual cambiara de estado cada onda R, el integrado utilizado para esto es el LM311.

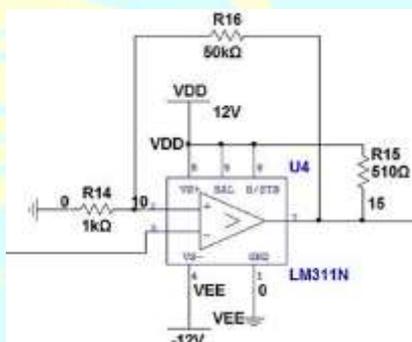


Figura 25. Comparado con el integrado LM311

La señal del complejo QRS rectificado juntamente con los pulsos obtenidos con el integrado LM311 se muestran a continuación:

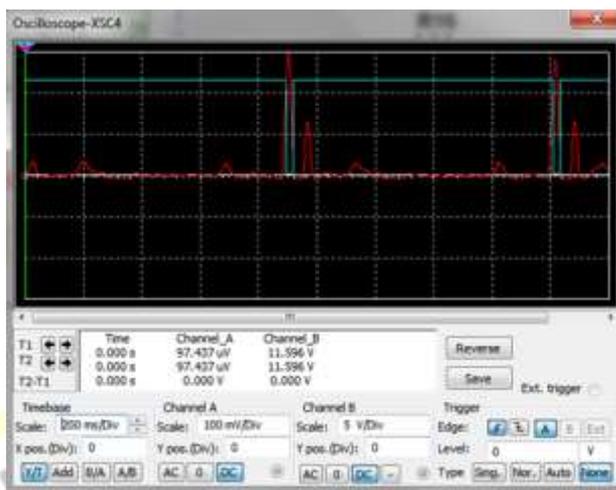


Figura 26. Pulsos obtenidos a la salida del comparador

La señal de salida del comparador tiene un nivel de 12 V, por lo que debe llevarse a un nivel de voltaje de 5 V con un divisor de voltaje, esta señal se configura como monoestable con el NE555 integrado para obtener un pulso de 5 V por onda R y puede contar estos pulsos con el microcontrolador.

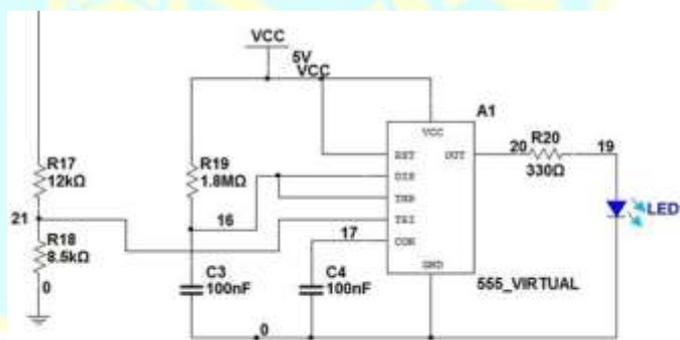


Figura 27. Partidor de tensión y NE555

Los pulsos obtenidos con el partidor de tensión entran en el pin trigger del NE555, a la salida del monoestable se obtiene un pulso que enciende un led durante 165ms.

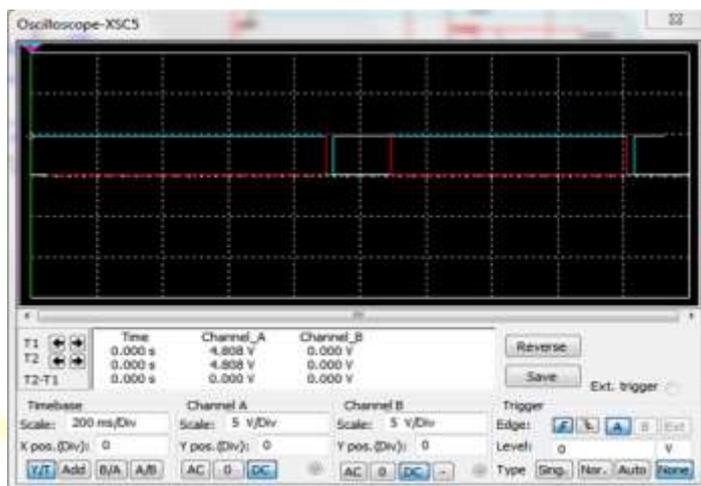


Figura 28. Pulso de entrada y salida del NE555

De la figura de pulso de entrada y salida del NE555, la señal de color celeste que entra en el pin trigger del NE555, es la señal obtenida del partidor de tensión, y la señal de color rojo es el pulso de salida obtenido con el NE555 configurado como monoestable.

La señal ecg conjuntamente con el pulso generado por el monoestable se muestran a continuación.

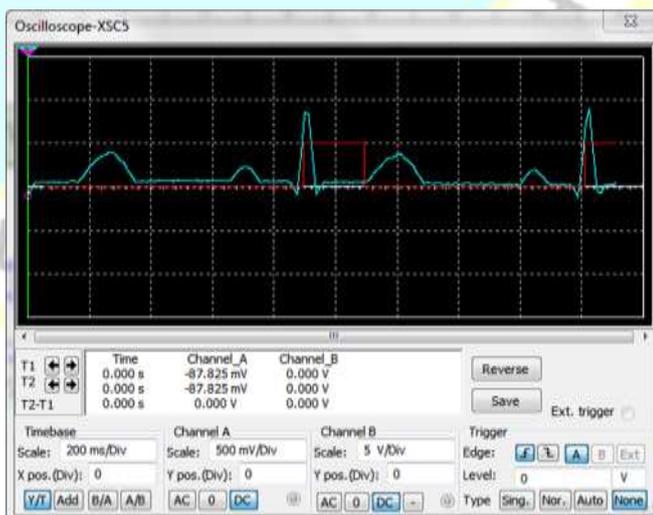


Figura 29. Pulsos generados por el monoestable y señal ECG

Los impulsos recibidos son contados por otro microcontrolador 18F2550 para visualizar la frecuencia cardíaca, este programa fue ejecutado en el compilador CCS, los impulsos son contados por 15 segundos con la interrupción por el timer 0 del microcontrolador configurado como contador o acumulador que cuenta los El temporizador 0 toma el número de pulsos presentes y los multiplica por 4, dando la frecuencia cardíaca, que se muestra en las dos pantallas con rangos de 00 a 99. Los pulsos se detectan en el flanco ascendente de la onda recibida en la salida monoestable.

Para la simulación se utilizó el siguiente esquema que se presenta a continuación en la siguiente gráfica, la simulación se la realizó con el programa Proteus.

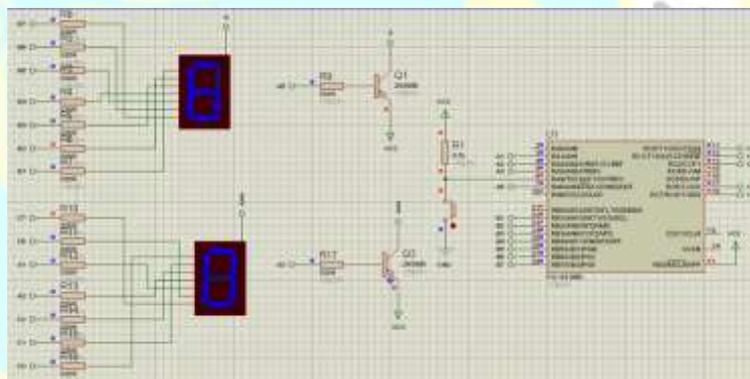
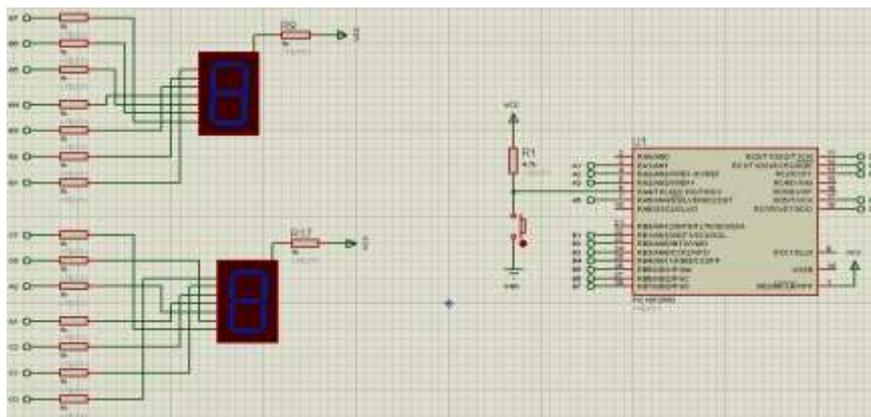


Figura 30. Conexión microcontrolador y displays para la simulación

El esquema de conexión del microcontrolador, los pulsos y los displays se muestra a continuación.



*Figura 31.* Esquema de conexión para el cálculo de la frecuencia cardiaca del circuito implementado

Los pulsos se los simula a través del botón conectado al pin RA4 del microcontrolador, este pin sirve para la interrupción por parte del timer 0 configurado como contador o acumulador, se presionó 15 veces para obtener una frecuencia de 60ppm (pulsos por minuto) como se pretendía. El circuito funciona como se indica.

➤ **Visualización de la señal ecg en la pantalla grafica (GLCD)**



*Figura 32.* Pantalla gráfica LCD 128x64

Las pantallas gráficas son muy útiles para mostrar información como ver formas de onda de señales, dibujar o crear una interfaz gráfica para controlar un proceso.

Una pantalla gráfica requiere un controlador interno para realizar sus operaciones de control interno. Las pantallas más famosas que pueden ejecutar una gran variedad de aplicaciones son las pantallas gráficas de 128x64 puntos, cada pantalla se divide en dos partes, siendo cada parte controlada por el controlador KS0108, se utiliza la más común en este tipo de pantallas gráficas, a continuación, se muestra el diagrama interno de una pantalla gráfica.

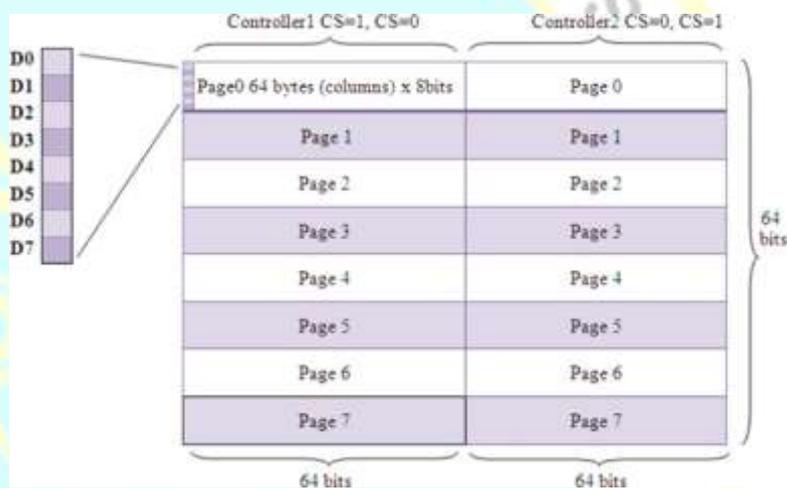


Figura 33. Esquema de la pantalla gráfica LCD

La pantalla gráfica cuenta con 128 columnas y 64 filas, que en total dan un número de 1024 píxeles, en este tipo de pantallas se manejan píxeles, y cada píxel puede ser manejado por separado como se desee, teniendo de esta forma un control total de toda la pantalla gráfica.

Cada una de las dos partes de la pantalla está gobernada por un controlador por separado, cada controlador consta de 8 páginas, para

elegir que controlador se desea utilizar, se utiliza el pin CS (Controller Select-Selector de controlador).

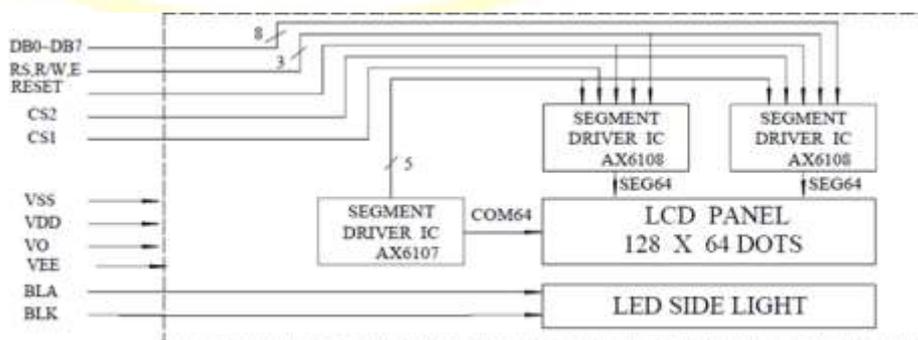
Cada página está conformada por 64 columnas y 8 filas, cada fila a su vez está conformada por 8 bits de datos, denominados desde D0 a D7, D0 es el bit menos significativo, de esta forma queda distribuida la pantalla grafica  $64 \times 2 = 128$  columnas y  $8 \times 8 = 64$  filas.

Los pines de conexión de la pantalla grafica se muestran a continuación:

| Pin no. | Function   | Name                 |
|---------|--|----------------------|
| 1       | Ground (0 V)   | Vss                  |
| 2       | Supply voltage: 5V   | Vcc                  |
| 3       | Contrast adjustment  | Vo                   |
| 4       | High to display data: Low for instruction code                             | Register select (RS) |
| 5       | Low to write to the register; High to read from the register               | Read/Write (R/W)     |
| 6       | Reads data when high; Writes data at high to low transition (falling edge) | Enable (EN)          |
| 7       | 8-bit data pins  | DB0                  |
| 8       |  | DB1                  |
| 9       |  | DB2                  |
| 10      |  | DB3                  |
| 11      |  | DB4                  |
| 12      |  | DB5                  |
| 13      |  | DB6                  |
| 14      |  | DB7                  |
| 15      | Chip selection for IC1: Active high  | CS1                  |
| 16      | Chip selection for IC2: Active high  | CS2                  |
| 17      | Reset signal: Active low   | RST                  |
| 18      | Output voltage for LCD driving   | Vout                 |
| 19      | Backlight VCC (5V)   | LED A                |
| 20      | Backlight Ground (0V)  | LED K                |

Figura 34. Pines de conexión de la GLCD

El diagrama de control interno de la pantalla grafica se muestra a continuación.



*Figura 35.* Diagrama de bloques interno de la GLCD

La pantalla gráfica de visualización de la señal de ECG es controlada por medio de un microcontrolador 18F2550; el compilador mikroc se usó para ejecutar el programa del microcontrolador.

#### **2.2.1.6. Convertidor analógico – digital (ADC)**

Estos convertidores tienen como objetivo obtener una representación digital de la cantidad analógica presentada en su entrada. Los procesos a realizar son la cuantificación, que transforma la señal de entrada analógica continua en un conjunto discreto de estados de salida, y la codificación, que asocia un conjunto de bits a cada uno de estos estados.

Las señales digitales o binarias pueden tener solo dos niveles o estados específicos: un estado “on” (encendido) en el cual la señal está en el nivel más alto, y un estado “off” (apagado) en el cual la señal está en el nivel más bajo (González, J. 2007).

#### **❖ Tarjeta de adquisición de datos NI-USB 6009**

La adquisición de datos es el proceso de medir algunos fenómenos físicos y eléctricos como voltaje, corriente, temperatura, etc. utilizando una computadora, sensores, hardware de medición y una computadora con software programable se utilizan para realizar la adquisición de datos.

Se utiliza una placa de adquisición de datos como interfaz entre la computadora y las señales del mundo exterior. La función de esta tarjeta es digitalizar la señal de entrada analógica para que pueda ser manipulada dentro de la computadora.”

Las tres componentes esenciales con los que cuenta una DAQ son:

- El circuito de acondicionamiento de la señal.
- Conversor analógico-digital (ADC).
- El bus de comunicación con el computador.

El acondicionamiento de la señal se realiza porque las señales de entrada pueden contener mucho ruido o puede ser peligroso medirlas directamente, por ejemplo voltajes altos, el circuito de acondicionamiento manipula estas señales acondicionándolas para la etapa de conversión de digital a analógico, el acondicionamiento consiste en amplificación, atenuación, filtrado, aislamiento.

La etapa de conversión de digital a analógico consta de un chip que permite representar digitalmente una señal analógica. Para ser manipulado por una computadora, el convertidor toma muestras periódicas de la señal y las lleva a través del bus a la computadora, donde se reconstruyen las muestras obteniendo la señal de entrada.

Existen muchos tipos de bus de conexión con el computador, como son USB, PCI, PCI Express, Ethernet, también vienen disponibles para conexión inalámbrica Wi-Fi 802.11, cada uno de estos buses tienen sus características y ventajas para una gran variedad de aplicaciones.

Algunas de las principales características con las que cuenta la tarjeta NI-USB 6009 son:

- 8 entradas analógicas de 14 bits.
- Máxima tasa de muestreo 48 kS/s.
- 2 salidas analógicas de 12 bits.
- 12 puertos TTL/CMOS para I/O digitales.
- Un contador de 32 bits y 5MHz de velocidad.
- Bus de alimentación USB.



*Figura 36. NI-USB 6009*

La AAMI recomienda como mínimo un ADC de 8 bits, por lo que la NI-USB 6009 se ajusta a la aplicación que se va a realizar, esta

tarjeta cuenta con la resolución y las entradas analógicas necesarias que son un total de ocho.”

### 2.2.2. Señales cardiacas (Y)

La célula miocárdica en situación de reposo es eléctricamente positiva a nivel extracelular y negativa a nivel intracelular. Cualquier estímulo produce un aumento de permeabilidad de los canales de sodio, que conlleva a que se cambie la polaridad, siendo positiva intracelularmente y negativa extracelularmente. (Despolarización). Posteriormente vuelve a su polaridad inicial (Repolarización). Este proceso se inicia en un punto de la membrana de la célula miocárdica y de forma progresiva, se va extendiendo por toda ella hasta que está despolarizada por completo. Inmediatamente se va produciendo la repolarización secuencial de aquellas zonas que se habían despolarizado previamente.

Este movimiento de cargas se puede representar por un vector, que de manera convencional apunta hacia la región de carga positiva. Si registramos la actividad eléctrica por un electrodo, inicialmente obtendremos un trazado ascendente al aproximarse la corriente de despolarización hacia el mismo, para posteriormente obtener una deflexión brusca (deflexión intrínseca) seguido de un trazado descendente al alejarse la corriente de despolarización. Lo mismo ocurre con la corriente de repolarización.

Cuando la célula se encuentra en reposo el registro es el de una línea isoelectrica. El estímulo eléctrico se origina en el nodo sinusal (figura a), cerca de la desembocadura de la vena cava superior, desde ahí progresa por la aurícula

derecha (figura b) seguido de la aurícula izquierda (figura c), llegando al nodo aurícula ventricular (figura d y e), donde sufre el retraso fisiológico de la conducción, que permite que primero se contraigan ambas aurículas (figura f) y posteriormente llegue el impulso a ambos ventrículos (figura h y i).<sup>27</sup>

La despolarización continúa por el haz de Hiss, progresando por el Septum, pared libre de ambos ventrículos y bases secuencialmente (figura g). La despolarización va de endocardio a epicardio. La repolarización auricular se produce a la vez que se despolarizan los ventrículos (figura j). La despolarización ventricular en lugar de iniciarse en el endocardio, como se esperaría, se inicia en epicardio, debido a que durante la sístole se produce un pequeño período de isquemia fisiológica en el endocardio por el colapso parcial de las arterias que lo nutren que vienen desde el epicardio, lo que favorece que se inicie la repolarización en el epicardio (figuras k, l, m, n, ñ, o, p y q). Por lo explicado la polaridad de las ondas de despolarización y repolarización auriculares será opuesta, mientras que la de las ventriculares será inicialmente de la misma polaridad. (Pérez, M., 2011)

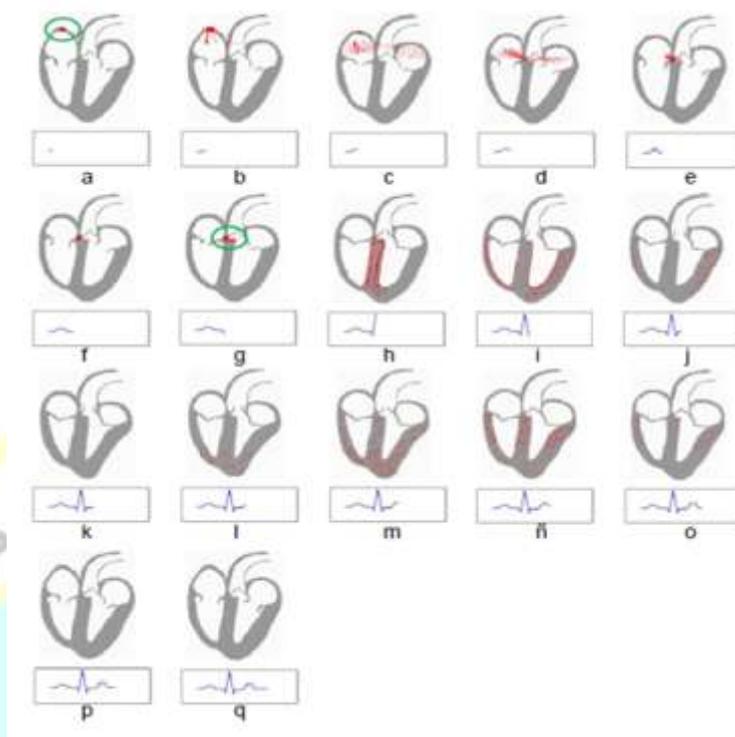


Figura 37. Secuencia del comportamiento eléctrico del corazón

#### 2.2.2.1. Frecuencias cardiacas

La FC se puede definir como el número de contracciones ventriculares por minuto efectuadas por el corazón, medida generalmente en latidos por minuto ( $\text{lat}\cdot\text{min}^{-1}$ ) o pulsaciones por minuto (ppm) (Garatachea1, 2002), o, más sencillamente, el número de latidos que el corazón realiza en un minuto, expresado generalmente en ppm. (Kirkpatrick y Birnbaum, 1997).

- **Frecuencia cardiaca máxima**

Es el valor máximo de frecuencia cardíaca alcanzable. Puede determinarse adecuadamente mediante una prueba de esfuerzo máximo de laboratorio o de campo, o mediante referencias teóricas, aunque no con tanta fiabilidad como la derivada de la constante (220) y la edad:

$$\text{Frecuencia cardiaca máxima} = 220 - \text{la edad}$$

- **Frecuencia cardíaca de reposo**

Es el valor que tiene estando acostado en reposo. Se puede medir mejor después de acostarse durante mucho tiempo y medir la frecuencia cardíaca en la misma posición.

- **Frecuencia cardíaca de reserva**

Número de latidos determinado a partir de la diferencia entre la frecuencia cardíaca máxima y la frecuencia cardíaca en reposo.

En criterios de carga se considera la frecuencia cardíaca de reserva como el 100% de intensidad; es decir, como el mayor valor de variación del pulso cardíaco desde la frecuencia cardíaca de reposo hasta la frecuencia cardíaca máxima. Como se dijo antes, no expresa un criterio real de pulsaciones por minuto del músculo cardíaco. Frecuencia cardíaca de reserva = 100% de intensidad

- **Frecuencia cardíaca de entrenamiento**

Es el valor de frecuencia cardíaca en el que se realiza un esfuerzo de ejercicio. Idealmente, se tomaría durante el esfuerzo con dispositivos de registro adecuados, como por ejemplo un monitor de ritmo cardíaco. En caso contrario, se puede realizar inmediatamente después de finalizar el esfuerzo y en tiempos de medición cortos, por ejemplo en 10 o 15 segundos." (Luis Alberto Pareja Castro 1998)

#### 2.2.2.2. Electrocardiógrafo

En el electrocardiógrafo de Einthoven, el paciente introducía las dos manos y el pie izquierdo, cada uno en un recipiente que contenía agua. Un conductor unía el recipiente de la mano derecha con el recipiente de la mano izquierda. El mismo conductor pasaba entre los polos de un magneto y se movía debido a la corriente que el corazón generaba. Sobre ese conductor se colocó un pequeño espejo que reflejaba en una pared la luz que le incidía. El movimiento del conductor fue registrado por el trazo que producía la luz sobre la pared. El trazo luminoso equivalía a lo que es hoy un electrocardiograma. El sistema utilizado por Einthoven, formado por el espejo y el haz luminoso, era un ingenioso sistema que amplificaba la señal cardíaca. Con el desarrollo de los amplificadores electrónicos se pudo eliminar el amplificador de movimiento antes nombrado y se mejoraron las características del ECG. En 1940 se incorporó el registro de papel. Los amplificadores electrónicos fueron también empleados en conjunto con el electrodo que medía el pH, inventado por Max Cramer en 1906. Con este aporte se pudo cuantificar la acidez o alcalinidad de las soluciones. En 1924, el alemán Hans Berger desarrolló el electroencefalógrafo (EEG). Utilizando un galvanómetro muy sensible logró medir la corriente proveniente de placas metálicas fijadas en la cabeza del paciente y encontró que era el resultado de la actividad cerebral. (Tucco, A., 2007)



*Figura 38. Equipo Biomédico Cardiógrafo*

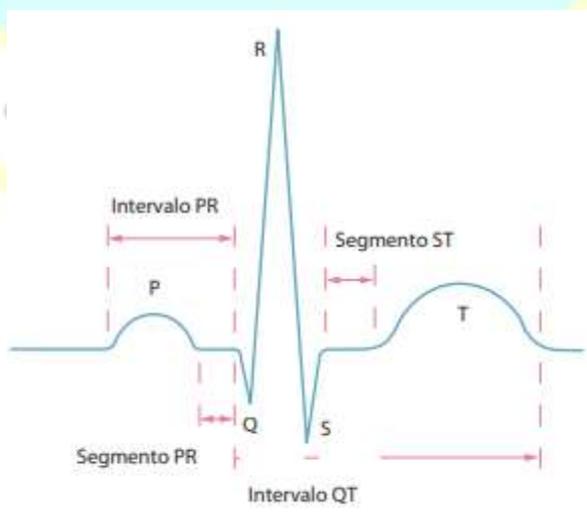
#### ❖ **Electrocardiograma**

El ECG es un gráfico en el que se estudian las variaciones de voltaje en relación con el tiempo. Consiste en registrar en un formato especialmente adaptado (tiras de papel milimetrado esencialmente), la actividad de la corriente eléctrica que se está desarrollando en el corazón durante un tiempo determinado (en un ECG normal no suele exceder los 30 segundos) (Azcona, L., 2007)

#### ❖ **Interpretación de un Electrocardiograma**

Interpretación de un electrocardiograma El ECG presenta como línea guía la denominada línea isoeletrica o línea basal, que puede identificarse fácilmente como la línea horizontal existente entre cada latido. Los latidos cardíacos quedan

representados en el ECG normal por las diferentes oscilaciones de la línea basal en forma de ángulos, segmentos, ondas e intervalos, constituyendo una imagen característica que se repite con una frecuencia regular a lo largo de la tira de papel del ECG. Como se ha comentado, entre latido y latido va discurrendo la línea base. El recorrido en sentido horizontal hace referencia al tiempo transcurrido, y la distancia en sentido vertical (altura o profundidad) al voltaje que se está produciendo. El papel por el que discurre el registro de la línea se encuentra milimetrado. Cada cuadrado pequeño del papel mide 1 mm y al observarlo con detenimiento puede comprobarse que cinco cuadrados pequeños forman un cuadrado grande, remarcado por un grosor mayor en la tira de papel del ECG. Para conocer cómo transcurren los tiempos durante la actividad del corazón, basta con recordar que cinco cuadrados grandes en sentido horizontal equivalen exactamente a un segundo.



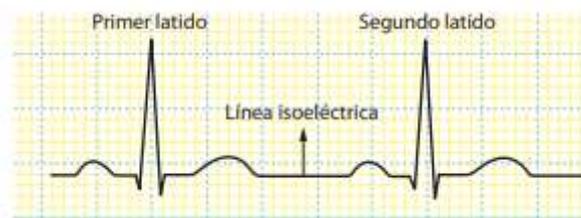


Figura 39. Señales Cardiacas

En un ECG normal, cada complejo consta de una serie de deflexiones (ondas del ECG) que alternan con la línea basal.

Realizando la lectura de izquierda a derecha, se distinguen por:

- ✓ la onda P
- ✓ el segmento P-R
- ✓ el complejo QRS
- ✓ el segmento ST
- ✓ la onda T.

### 2.2.2.3. Electrodo

Los electrodos forman una interfaz entre el cuerpo humano y los dispositivos médicos de medición. Los electrodos son los encargados de convertir las corrientes iónicas del cuerpo humano en corrientes eléctricas. El electrodo consta de una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel. Por lo tanto, hay dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medición.” (Biardo, R., 2004)

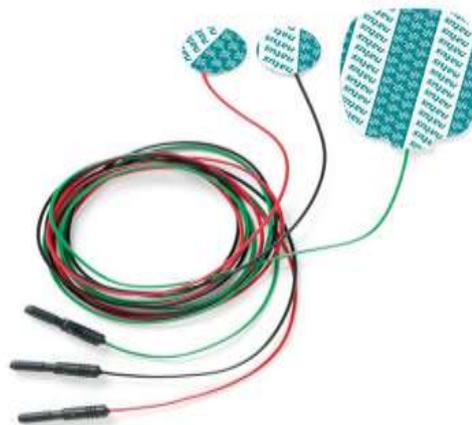


Figura 40. Electrodo

### ➤ Polarización de los electrodos

Es el valor del potencial medio de celda, se produce cuando por la interface no circula corriente. Si llegara a circular, el potencial se verá afectado. La diferencia se conoce como tensión sobrepuesta. La tensión sobrepuesta es debida a la polarización del electrodo y está formada por tres componentes: la caída de tensión en el electrolito, la redistribución de la concentración iónica y el voltaje de activación. La caída de tensión en el electrolito es consecuencia de su resistencia óhmica. Cuando la corriente circula entre dos electrodos separados por un electrolito, se produce una caída de tensión a lo largo de su recorrido. La caída de tensión es proporcional a la cantidad de corriente, la sección por donde circula y la resistividad del electrolito.

El nivel de la barrera energética a vencer por los átomos aparece como una diferencia de potencial adicional entre el electrodo y el electrolito, conocido como voltaje de activación. Los tres mecanismos de polarización son aditivos y se cumple que:

$$V_s = V_r + V_c + V_a$$

Donde:  $V_s$  es la tensión sobrepuesta.  $V_r$  es la caída de tensión por resistencia óhmica.  $V_c$  es la tensión sobrepuesta por la redistribución iónica.  $V_a$  es el voltaje de activación. (Tucci, A., 2007)

➤ **Electrodos no polarizables**

Cuando hay circulación de corriente entre los electrodos y el electrolito, en teoría es posible concebir electrodos ideales perfectamente polarizables y electrodos absolutamente no polarizables. Los electrodos perfectamente polarizables, son aquellos en los cuales cuando hay circulación de corriente, las cargas no cruzan la interface electrodo–electrolito. La interface actúa como un condensador; la corriente que circula es de desplazamiento y nunca atraviesa el aislante. Los electrodos no polarizables son aquellos en los cuales la corriente circular libremente a través de la interface, por lo tanto no se produce tensión sobrepuesta. En la práctica, no es posible fabricar ninguno de los dos tipos de electrodos, sin embargo, es posible acercarse a ello. Los electrodos polarizables se construyen con materiales inertes, como los metales nobles, difíciles de oxidar o disolver. La corriente que atraviesa la interface altera la concentración de sus iones, en consecuencia, la tensión sobrepuesta se debe principalmente a la redistribución iónica. El electrodo plata–cloruro de plata ( $\text{Ag–AgCl}$ ) es uno de los que más se acerca al modelo teórico (Tucci, A., 2007)

### ➤ Electrodo superficial

Los electrodos de superficie son adecuados para medir potenciales en la superficie del cuerpo; en aplicaciones electrocardiográficas (ECG), electroencefalográficas (EEG) o electromiográficas (EMG). En general, un electrodo consta de una superficie metálica conectada al medidor por un conductor. Se coloca un algodón o una gasa empapada en solución salina en el piso o se aplica un gel. Se mantienen en contacto con la piel mediante cintas elásticas, por succión o por superficies adhesivas. En las primeras mediciones de biopotenciales, los electrodos de superficie consistían en una gasa humedecida con solución salina, conectada a un conductor. A medida que la solución se evaporaba, la conductividad de la gasa disminuía, cambiando las lecturas. (Tucci, A., 2007).

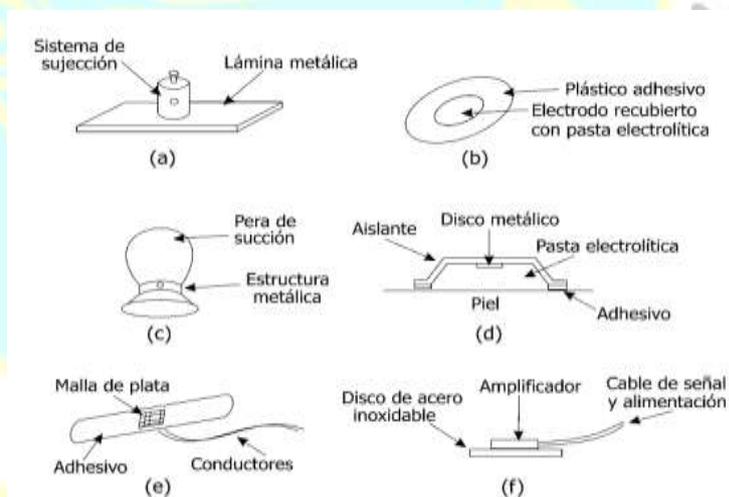


Figura 41. Tipos de electrodos superficiales

Diferentes tipos de electrodos superficiales: (a) electrodo de lámina metálica; (b) electrodo desechable; (c) electrodo de succión; (d) electrodo flotante, (e) electrodo flexible; (f) electrodo activo

### 2.3. Definiciones conceptuales

- a) **Sistemas SCADA:** Un sistema SCADA (Supervisory Control and Data Acquisition) es un sistema software que sirve para poder supervisar procesos a desde lejos. Como su nombre indica, el sistema funciona gracias a la adquisición de datos de los procesos remotos.
- b) **Partes de un sistema SCADA:** Son importantes de la implementación de SCADA son las alarmas. Una alarma es un punto de estado digital que tiene cada valor NORMAL o ALARMA. La alarma se puede crear en cada paso que los requerimientos lo necesiten.
- c) **Frecuencias cardiacas:** La FC se puede definir como el número de contracciones ventriculares por minuto efectuadas por el corazón, medida generalmente en latidos por minuto (lat·min<sup>-1</sup>) o pulsaciones por minuto (ppm)
- d) **Electrocardiógrafo:** Es un dispositivo electrónico que detecta, registra y amplifica la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos colocados en las 4 extremidades y en 6 posiciones precordiales (torácicas). El registro de esta actividad es el electrocardiograma (ECG), que está impreso en un papel especial que acompaña al dispositivo.
- e) **Electrodos:** Los electrodos forman una interfaz entre el cuerpo humano y los dispositivos médicos de medición. Los electrodos son los encargados de convertir las corrientes iónicas del cuerpo humano en corrientes eléctricas.

## 2.4. Formulación de las hipótesis

### 2.4.1. Hipótesis general

El sistema SCADA se relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.

### 2.4.2. Hipótesis específica

1. Los tipos de sistemas se relacionan significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
2. Las partes de un sistema SCADA se relacionan significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
3. El aislamiento eléctrico se relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
4. La amplificación bioeléctrica se relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
5. El desarrollo de una HMI con una GLCD relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.
6. El convertidor analógico – digital (ADC relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del área de cardiografía en el Hospital de Emergencia Villa el Salvador 2020.

## 2.5. Operacionalización de variables

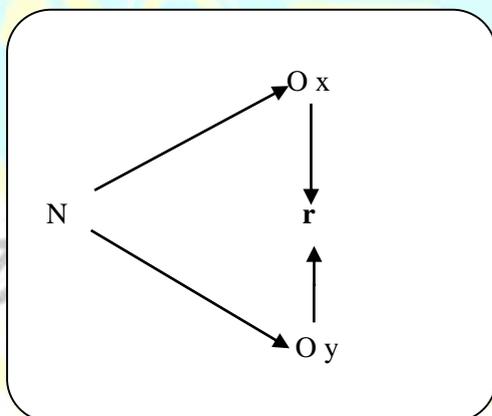
| VARIABLES                | DIMENSIONES                                 | INDICADORES  | ESCALA   |
|--------------------------|---|--|--|
| (X)<br>Sistema SCADA     | X.1.- Tipos de sistemas                     | X.1.1.- Sistemas SCADA abiertos<br>X.1.2.- Sistemas SCADA comerciales  |  |
|                          | X.2.- Partes de un sistema SCADA            | X.2.1.- Unidades Terminales Maestras<br>X.2.2.- Unidades Terminales Remotas  | Likert   |
|                          | X.3.- Aislamiento eléctrico                 | X.3.1.- Red de Wilson<br>X.3.2.- Apantallamiento y electrodo de la pierna  | Siempre.<br>Casi Siempre<br>A veces<br>Casi nunca<br>Nunca               |
|                          | X.4.- Amplificación bioeléctrica            | X.4.1.- INA128P<br>X.4.2.- AD620AN   |  |
|                          | X.5.- Desarrollo de una HMI con una GLCD    | X.5.1.- Filtro digital<br>X.5.2.- Detector de QRS<br>X.5.3.- visualización de la señal ecg en la pantalla grafica (GLCD) |  |
|                          | X.6.- Convertidor analógico – digital (ADC) | X.6.1.- Tarjeta de adquisición de datos NI-USB 6009  |  |
| (Y)<br>Señales cardiacas | Y.1.- Frecuencias cardiaca                  | Y.1.1.- Frecuencia cardiaca máxima   | Likert<br><br>Siempre.<br>Casi Siempre<br>A veces<br>Casi nunca<br>Nunca |
|                          |   | Y.1.2.- Frecuencia cardiaca de reposo  |  |
|                          |   | Y.1.3.- Frecuencia cardiaca de reserva   |  |
|                          | Y.2.- Electrocardiógrafo                    | Y.1.4.- Frecuencia cardiaca de entrenamiento   |  |
|                          |   | Y.2.1.- Electrocardiograma   |  |
|                          |   | Y.2.2.- Interpretación de un Electrocardiograma  |  |
| Y.3.- Electroodos        | Y.3.1.- Polarización de los electrodos      |  |  |
|                          | Y.3.2.- Electroodos no polarizables         |  |  |
|                          | Y.3.3.- Electroodos superficiales           |  |  |

## Capítulo III. Metodología

### 3.1. Diseño metodológico

#### Tipo de Investigación

El tipo de investigación de acuerdo con el fin que se persigue fue la investigación aplicada, llamada práctica o empírica. Fue descriptivo por cuanto nos dará valiosa información diagnóstica de las variables, con un enfoque cuantitativa y un diseño no experimental transaccional correlacional por cuanto las variables estudiadas se relacionan o tienen un grado relación o dependencia de una variable en la otra, y está interesada en conocer a través de una muestra de las unidades de observación, la relación existente entre las variables identificadas, como podemos ver en la siguiente figura:



#### Denotación:

**N** = Población

**Ox** = Observación a la variable independiente.

**Oy** = Observación a la variable dependiente.

**r** = Relación entre variables.

## **Método de Investigación**

Método Científico.

### **Estrategia procedimiento de contratación de hipótesis**

Las reglas estratégicas que se emplearon para la prueba de hipótesis serán a través del paquete estadístico de la correlación, en su variante descriptiva y comparativa puesto que se trata de determinar y establecer el nivel de relación existente entre ambas variables. Finalmente, se hizo un análisis estadístico de los resultados mediante el coeficiente de correlación.

## **3.2. Población y muestra**

### **3.2.1. Población**

Córdoba (2009) define que la población es el conjunto bien definido de unidades de observación con características comunes y perceptibles. Es denotado por la letra "N".

En nuestro caso la población fue 54 pacientes del Hospital de Emergencia Villa el Salvador que serán las unidades de observación que serán encuestados.

### **3.2.2. Muestra**

La muestra de estudio se consideró a la totalidad de las unidades de observación, que vale decir a los 54 pacientes del Hospital de Emergencia Villa el Salvador.

Debido a que la población era pequeña, se consideró una muestra no probabilística porque el investigador conocía bien a la población y usó buen

juicio, decide que las unidades de observación integraron la muestra. Hicimos uso del método, o técnica de muestreo llamado muestreo intencional u opinático, con el criterio de conveniencia del investigador para que sean representativas, la muestra se aplicó a la totalidad de los elementos de observación con las mismas características, según Córdoba (2009 pg. 32) en su libro denominado Estadística aplicada a la Investigación.

### 3.3. Técnicas de recolección de datos

Las técnicas e instrumentos utilizados en el presente trabajo de investigación se muestran a continuación:

#### **Técnicas:**

- Análisis documental
- Observación
- Encuesta

#### **Instrumentos:**

- Fichas bibliográficas, hemerográficas y de investigación
- Guía de observación
- Cuestionario de preguntas.

### 3.4. Técnicas para el procedimiento de la información

#### **Análisis Documental**

Mediante el análisis documental y sus respectivos instrumentos se revisaron fuentes bibliográficas, publicaciones especializadas y portales de Internet; directamente relacionados con el tema de investigación.”

A través de la entrevista y su instrumento – cuestionario, elaborado por el tesista especialmente para esta investigación, se recopiló información sobre cada una de las dimensiones de la variable, las preguntas estuvieron referidas a los aspectos concretos que aportaran para recopilar datos y ubicar las deficiencias en la Vd.”

Mediante la observación y su respectivo instrumento vamos a comprender procesos, interrelaciones entre personas y sus situaciones o circunstancias y eventos que suceden a través del tiempo, así como los patrones que se desarrollan y los contextos sociales y culturales en los cuales ocurren las experiencias humanas; así como identificar problemas.

**a) Ficha técnica de instrumentos**

La encuesta estuvo constituido por preguntas de la Vi y la Vd., la medición se realizó a través de la Escala de Likert, que mide de 1 a 5.

**b) Administración de los instrumentos y obtención de los datos**

Para la recolección de datos se contó la información mediante un cuestionario confiable y validado. La fiabilidad conseguida al aplicar dos veces el cuestionario a la muestra previamente seleccionada.

Para lograr la validez del instrumento, se recurrió a profesionales capacitados especialistas relacionados al estudio. En la administración de cuestionarios se contó con el valioso apoyo en la recopilación de datos recogidos de las muestras.”

## **Análisis Estadístico**

Se realizó con el paquete estadístico SPSS 25.0, que permite la interpretación, análisis y discusión de gráficos y figuras estadísticas para llegar a los resultados y sacar las conclusiones, incluidos los objetivos e hipótesis, que fueron el producto final de la investigación.

### **Formulación del modelo**

#### **a. Hipótesis Nula.**

Existen evidencias que las medias de los tratamientos estadísticamente no difieren significativamente.

#### **b. Hipótesis alterna.**

Estadísticamente las medias de los tratamientos difieren significativamente.

#### **c. Recolección de datos y cálculos de los estadísticos correspondientes.**

La recolección de datos se efectuó una vez aplicado los tratamientos correspondientes a cada muestra y para el procesamiento se utilizarán programas estadísticos.

#### **d. Decisión estadística.**

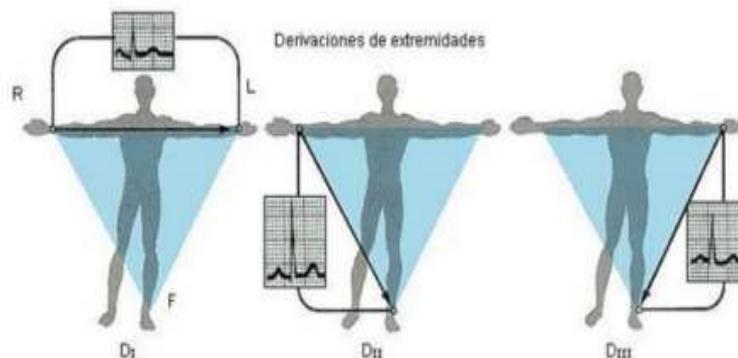
La decisión estadística se tomó como resultado de comparar el estadístico de prueba calculado y el obtenido a través de tablas estadísticas según la distribución del estadístico de prueba; Es decir, si el valor del estadístico de prueba calculado está dentro del rango de rechazo, se rechaza la hipótesis nula, en caso contrario se acepta; es decir: Si:  $F_0 > F_{\alpha, a-1, N-a}$  se rechaza



## Capítulo IV. Resultados

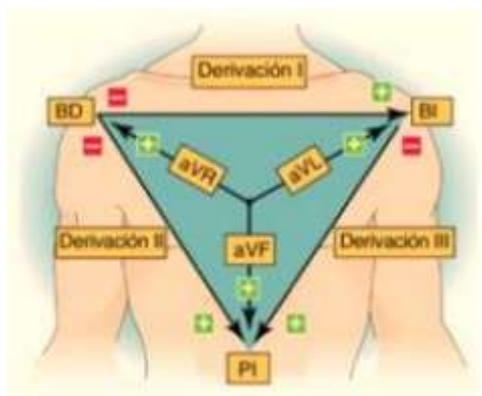
### 4.1. Diseño del proceso de resultados

#### 4.1.1. Derivaciones de las extremidades bipolares



Estas derivaciones detectan el cambio de potencial existente entre dos puntos y muestran su diferencia. Las derivaciones bipolares son 3 en total y son DI, DII, DIII, para obtener estas derivaciones los electrodos se colocan en los brazos izquierdo y derecho, en la pierna izquierda, y en la pierna derecha que funciona como polo a tierra.

- DI: Se logra obtener a partir de la ubicación de los electrodos en el brazo izquierdo y derecho encontrándose el brazo izquierdo a un potencial positivo (+) y el brazo derecho a un potencial negativo (-).
- DII: Se obtiene a partir de los electrodos ubicados en la pierna izquierda y el brazo derecho, encontrándose la pierna izquierda a un potencial positivo (+) y el brazo derecho a un potencial negativo (-).
- DIII: Se logra obtener de los electrodos localizados en la pierna y brazo izquierdos, la pierna izquierda se encuentra a un potencial positivo (+), y el brazo izquierdo a un potencial negativo (-).

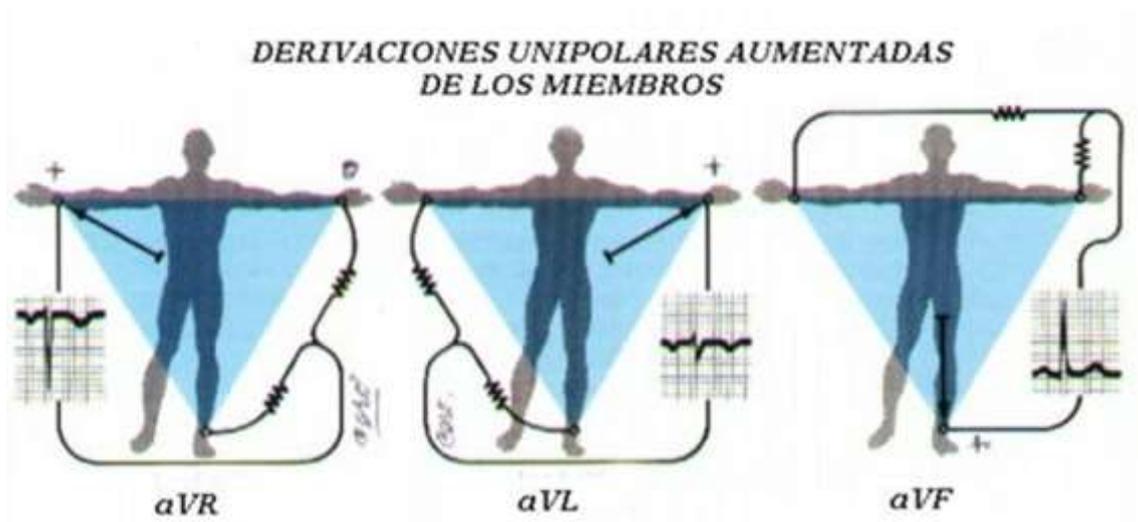


#### 4.1.2 Derivaciones de las extremidades aumentadas o unipolares

Los cables amplificadores o unipolares registran el potencial eléctrico medido en un punto específico, que puede ser el brazo derecho o el brazo izquierdo o la pierna, ya que se iguala durante la contracción del corazón a un punto en el que su potencial eléctrico no cambia y desaparece. significativo.

Hay tres derivaciones elevadas aVL, aVR, aVF, que dan como resultado una derivación de mayor amplitud según el tipo de conexión eléctrica realizada.

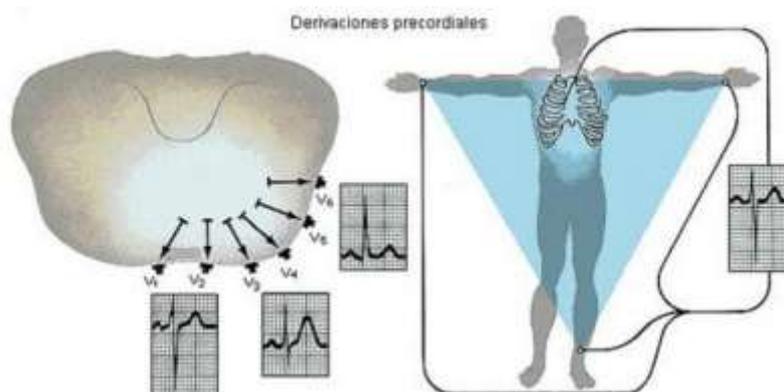
- aVR es la derivación en la que se observa el potencial del brazo derecho con respecto a un punto cero obtenido de la unión de los cables del brazo izquierdo y de la pierna izquierda.
- En la derivación aVL se muestra el potencial que se registra en el brazo izquierdo, respecto a una conexión realizada por la unión de los cables del brazo derecho y de la pierna izquierda.
- La derivación aVF se registra el potencial del pie izquierdo, con respecto al punto de unión entre los cables de los brazos derecho e izquierdo.



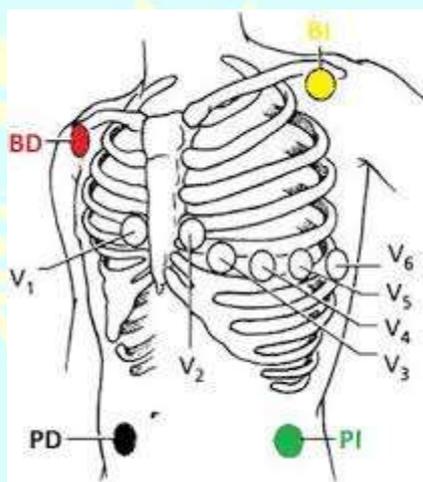
### 4.1.3 Derivaciones precordiales

Son derivaciones unipolares, con un total de seis derivaciones que se registran alrededor del tórax, numerándolas desde V1 hasta V6, tienen la función de medir el potencial eléctrico que existe entre los electrodos respecto a un punto conocido como la terminal central de Wilson, esta ubicación de referencia se logra obtener uniendo los cables de los brazos derecho e izquierdo, y la pierna izquierda. El potencial de la terminal central de Wilson no varía significativamente durante el ciclo cardíaco, debido a esto los potenciales medidos en las derivaciones precordiales miden las variaciones que ocurren debajo del electrodo precordial móvil.

Las derivaciones precordiales se ubican de la siguiente manera, V1 en el IV espacio intercostal a la derecha del esternón, V2 en el IV espacio intercostal a la izquierda del esternón; V4 a la izquierda de la línea medio claviclar en el V espacio intercostal; V3 a medio camino entre V2 y V4, V5 está en el V espacio intercostal en la línea axilar anterior, y V6 en el V espacio intercostal en la línea medio axilar izquierda.



Los electrodos para obtener las 12 derivaciones se pueden colocar tanto en el pecho como en las extremidades como brazos y piernas, pero con los ergómetros todos los electrodos se colocan en la parte superior del cuerpo.”



## Desarrollo Físico

### a) Diseño electrónico para adaptación y amplificación de señal

- **Aislamiento eléctrico**

El aislamiento estará a cargo de un filtro pasivo RC, el cual contará con una protección contra interferencias electromagnéticas y contra descargas eléctricas o por desfibrilación mediante diodos. Para el aislamiento eléctrico, se utiliza un seguidor de tensión el cual tiene una impedancia de entrada alta y una impedancia de salida baja”

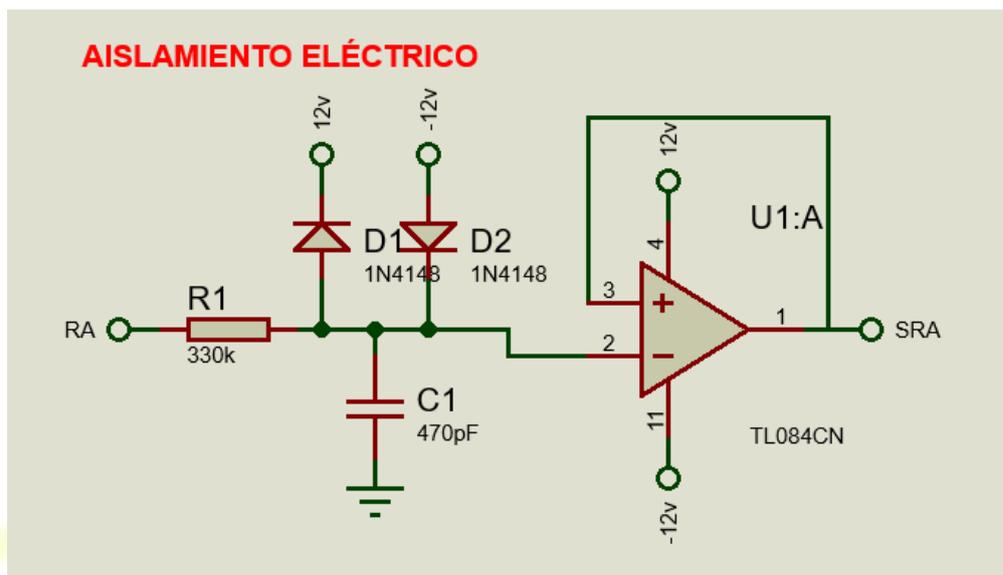


Figura 42: Esquema de aislamiento eléctrico

El seguidor de tensión fue implementado con el integrado TL084, el cual posee entradas J-FET de alta impedancia.

La frecuencia de corte del filtro es de 1kHz, para evitar que circulen hacia el paciente corrientes parasitas se escoge una resistencia de 330k $\Omega$ , ya que 50  $\mu$ A es la corriente adecuada que puede atravesar el cuerpo humano.

Esta parte del diseño cuenta con la protección contra desfibrilación, esta está constituida de diodos de alta velocidad 1N4148, para protegiendo al paciente de contra sobretensiones.

- **Referencia de potencial**

La referencia se utiliza para obtener los potenciales unipolares de la actividad cardiaca y obtener el voltaje en modo común para el electrodo de la pierna derecha.

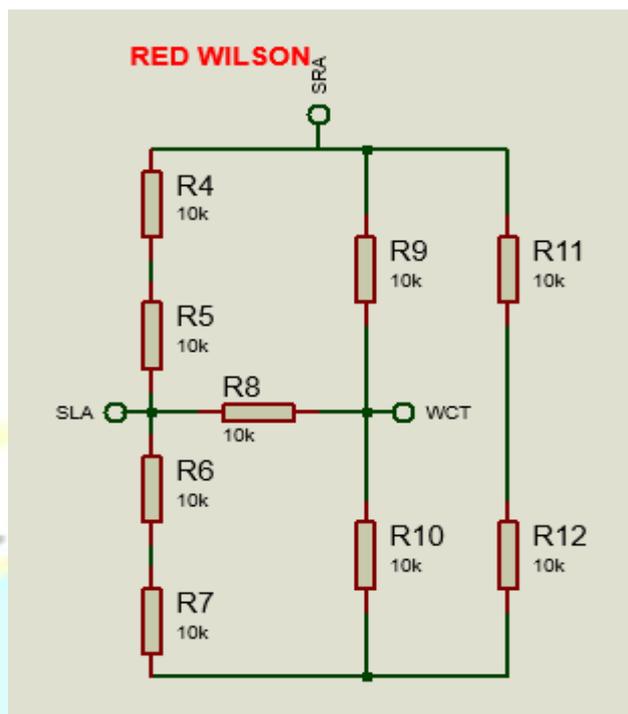


Figura 43: Esquema de red Wilson

- **Apantallamiento y electrodo de la pierna derecha**

En el circuito de Wilson (CTW) se presente el voltaje en modo común, este es llevado hacia los cables electrocardiográficos a través de un seguidor de tensión, para así evitar las interferencias y reduciendo el ruido para que es las señales sean bien procesadas para la tarjeta de adquisición (DAQ).

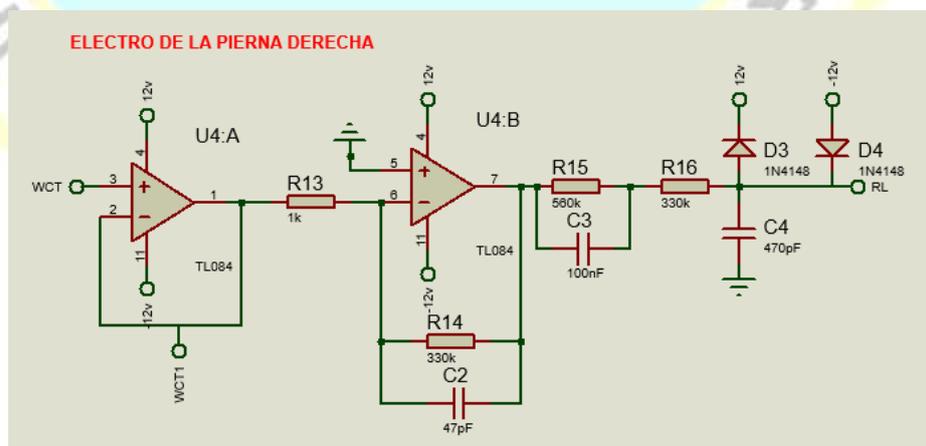


Figura 44: Esquema de adaptador de electrodo para la pierna derecha

La señal es amplificada e invertida, se conecta un capacitor en paralelo para evitar posibles oscilaciones, luego la señal pasa por el filtro de paso bajo, evitando así interferencias electromagnéticas, y se inyecta la señal en el electrodo de la pierna derecha.”

- **Amplificación bioeléctrica**

En esta etapa se tendrá que realizar una amplificación de las señales, debido a su baja tensión presentada para este proceso se utilizará el INA128P amplificador operacional.

En esta etapa se realiza una pequeña pre-amplificación de la señal electrocardiográfica, se debe tener en cuenta que no se debe saturar la señal con ganancias altas ya que el ruido presente podría amplificarse también y así no se podría tener una adecuada señal al final del proceso.

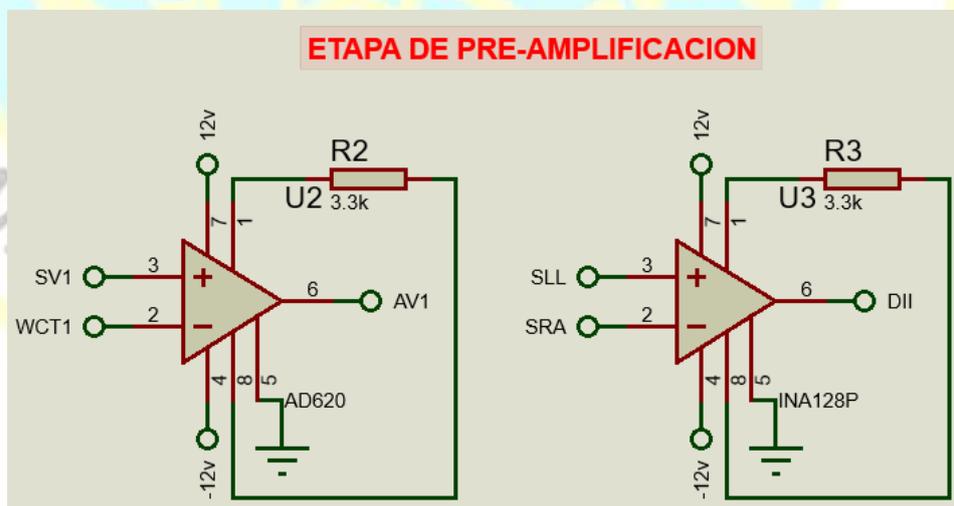


Figura 45: Esquema de la etapa pre-amplificación

El objetivo principal es eliminar la señal común, a la misma vez juntamente con el electrodo de la pierna derecha disminuyen el ruido en la señal ecg.

- **Filtro activo pasa bajo**



Figura 46: Esquema del filtro activo pasa bajo

Se diseñó un filtro activo pasa bajo de segundo orden tipo butterworth, este tipo de filtro cuenta con una respuesta plana hasta la frecuencia de corte, los componentes se calculan de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
 A_v &= 1 \\
 Q &= 0.5 \sqrt{\frac{C_2}{C_1}} \\
 f_p &= \frac{1}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}} \\
 f_c &= k_c * f_p
 \end{aligned}$$

Para el filtro butterworth se tienen algunos parámetros establecidos como:

$$Q = 0.707, \quad k_c = 1$$

Con estos datos se calculan los componentes del filtro, se impone el valor de  $C_1=100\text{nF}$ , y la  $f_c=f_p=40\text{Hz}$  ya que  $k_c$  es igual a 1 para este tipo de filtros.

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{C_2}{100\text{nF}}} = 0.707$$

$$C_2 = 199.94 \text{ nF}$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi R \sqrt{(100\text{nF}) * (199.94\text{nF})}} = 40$$

$$R = 28139.1\Omega$$

Los valores comerciales para  $C_1$ ,  $C_2$  y  $R$  son  $100\text{nF}$ ,  $200\text{nF}$  y  $28\text{K}\Omega$  respectivamente, por lo tanto, la frecuencia de corte que tendrá el filtro es:

$$f_p = \frac{1}{2\pi * 28\text{K}\Omega * \sqrt{(100\text{nF}) * (200\text{nF})}} = 40.1927$$

- Filtro activo pasa alto

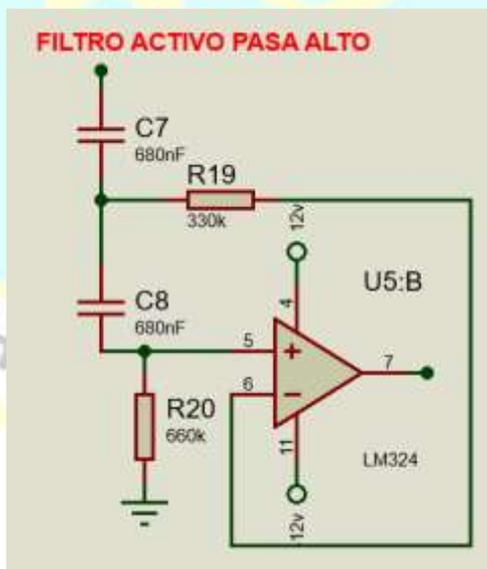


Figura 47: Esquema del filtro activo pasa alto

Se implemento de igual manera un filtro butterworth de segundo orden, se muestra el cálculo de los componentes del filtro.

$$A_v = 1$$

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{R_1}{R_2}}$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi C \sqrt{R_1 R_2}}$$

$$f_c = f_p / k_c$$

De igual manera se tiene que  $Q = 0.707, k_c = 1$ .

Se impone el valor de  $R_2 = 330k$ , y  $f_c = f_p = 0.5\text{Hz}$  debido a que  $K_c = 1$

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{R_1}{330k\Omega}} = 0.707$$

$$R_1 = 659800.67999\Omega$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(659800.67999\Omega) * (330k\Omega)}} = 0.5$$

$$C = 682.161nF$$

Los valores comerciales encontrados para  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $C$  fueron 660, 330, y 680nF respectivamente.

$$f_p = \frac{1}{2\pi * 680nF * \sqrt{(660k\Omega) * (330k\Omega)}} = 0.501513$$

- **Filtro elimina banda**

Para definir bien los rangos de señal se utilizará un filtro elimina banda que no permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior.

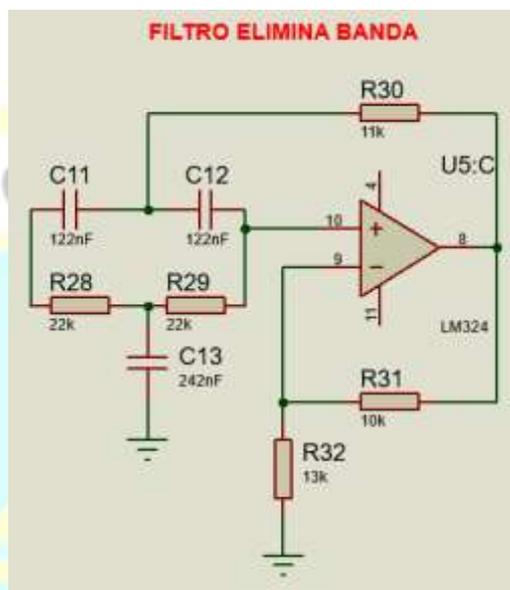


Figura 48: Esquema filtro elimina banda

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} + 1$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - A_v}$$

$$f_o = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$A_v = \frac{10k}{13k} + 1 = 1.76923$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - A_v} = 2.16667$$

$$f_o = \frac{1}{2 * \pi * 22k * 122nF} = 59.2977$$

Después de haber realizado las etapas de adaptación de señal, se procede a la amplificación final para obtener la señal electrocardiográfica con una amplitud que se la pueda visualizar de buena manera.

- **Amplificación final**

Esta etapa se la realiza de igual forma con amplificadores operacionales, en configuración de amplificador no invertente.

La señal ecg ha sido amplificada con el integrado INA128P para las derivaciones DII Y DIII, ya que en la etapa del filtro elimina banda se pone para todas las derivaciones una ganancia de 1 5347.

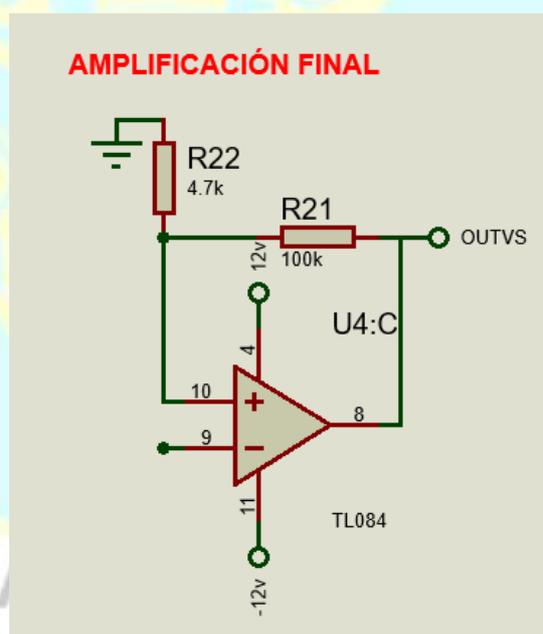


Figura 49: Esquema de la amplificación final

En la normativa AAMI se recomienda que la ganancia mínima en amplificación es de 500, posteriormente se calculan los valores de resistencia para los amplificadores no inversores

$$\frac{500}{28,5758} = 17.4973 = A_v$$

$$A_v = 1 + \frac{R_f}{R_1} \Rightarrow R_f \text{ se impone de } 100k\Omega$$

$$A_{v500} \Rightarrow R_1 = 6061.58\Omega$$

Según estos datos se presentó el colocar una resistencia de 4,7k

- **Filtro digital**

La señal electrocardiográfica obtenida en la parte analógica, se la debe acondicionar a niveles de voltaje que admiten los microcontroladores, de tal forma que sus valores estén comprendidos entre 0V y 5V, para esto se hace uso de un amplificador operacional configurado como sumador invertente adhiriendo un nivel de offset a la señal, este offset será regulado por un potenciómetro para que la señal sea correctamente visualizada en la pantalla gráfica, el circuito de acondicionamiento de la señal queda de la siguiente manera:

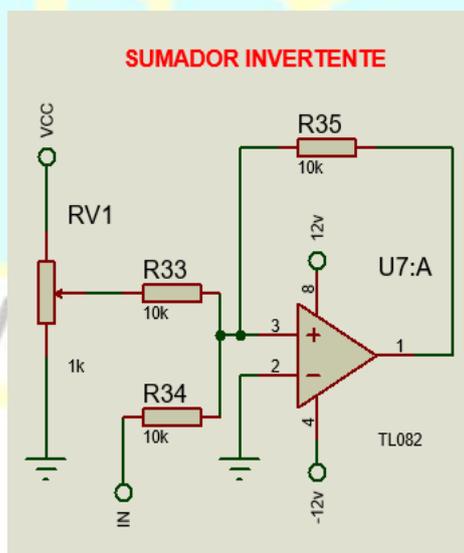


Figura 50: Esquema del sumador invertente

Después de haber trabajado la señal por el sumador invertente, pasara por un amplificador invertente para así poder obtener la señal original sin que esta se desfase, a la misma vez se controlara la ganancia a través de un potenciómetro, para que en el momento de la visualización se pueda graficar la señal atenuándola o amplificándola.

En la etapa final antes de que a señal entre al microcontrolador pic 16f877A, pasara a través de un filtro activo pasa bajo de segundo orden, el cual su frecuencia de corte seta la mitad de la frecuencia de muestreo del DC del microcontrolador.

A continuación, se muestra el filtro de paso de banda activo incorporado, la señal que sale del filtro va más allá a un seguidor de voltaje para el acoplamiento de impedancia a la siguiente etapa.

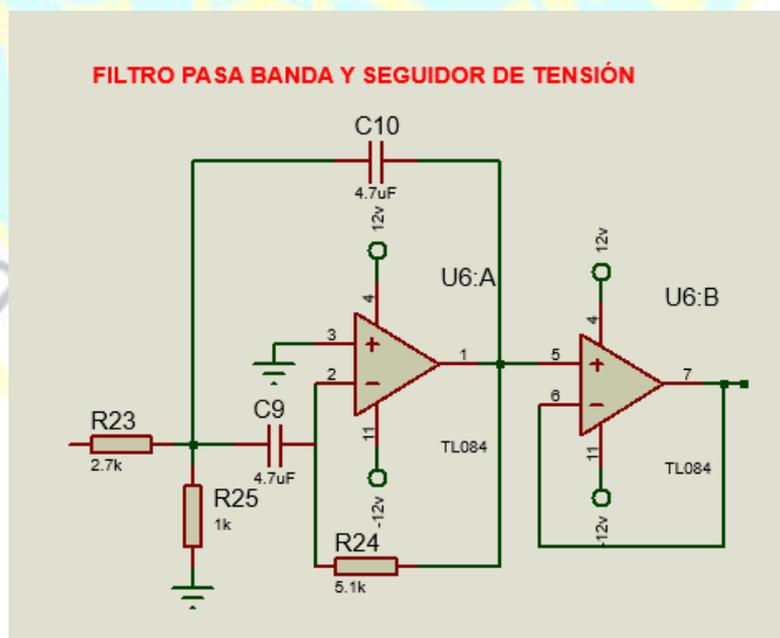


Figura 51: Esquema del filtro pasa banda y seguidor de tensión

Se requiere que la señal filtrada esté por encima del nivel de cero voltios, para lo cual se rectifica utilizando un rectificador de ondas implementado con un amplificador operacional.

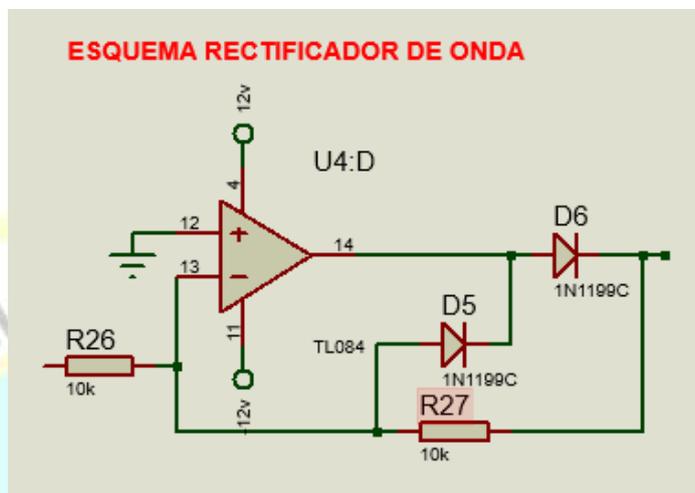


Figura 52: Esquema de rectificación de onda

#### b) Diseño de tarjeta de adquisición de datos

Después de haber adaptado y amplificado las señales, se procederá a la adquisición de estos datos para poderlos trabajar con y mostrar a través de la interface visual de LabVIEW. Este proceso se podrá lograr con una tarjeta de adquisición de datos, diseñada para cubrir todas las características.

Para la recepción de las señales físicas tomadas por los electrodos se llevará a cabo mediante una conversión analógico-digital, utilizando un ADC (Analog to Digital Converter) estos conversores vienen integrados en la mayoría de los microcontroladores para realizar este proceso el cual tendrá como puerto de comunicación un sistema Rs232 serial port.

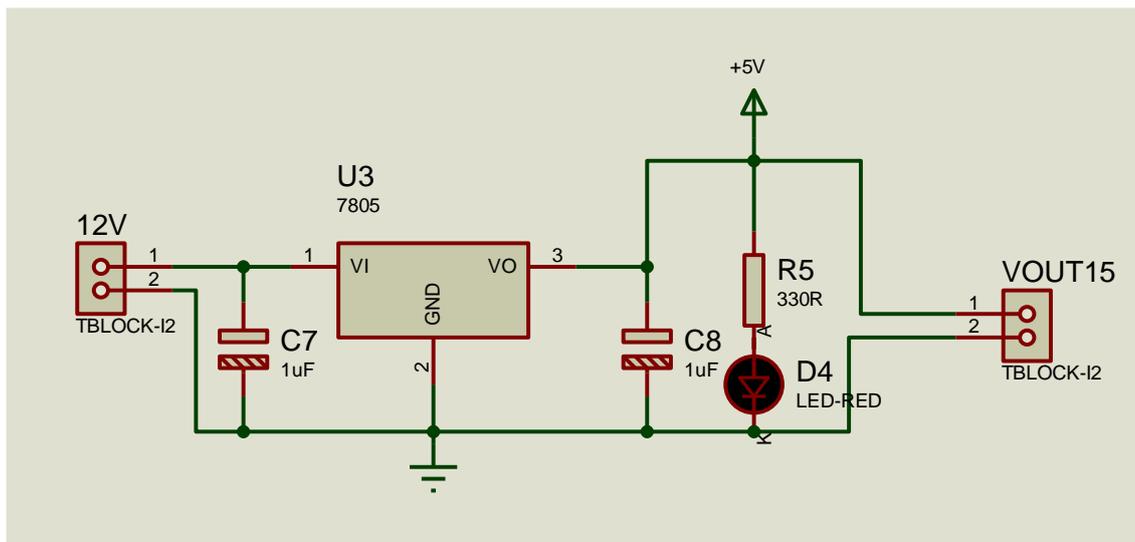


Figura 53: sistema de alimentación de 5v y 12v para el DAQ

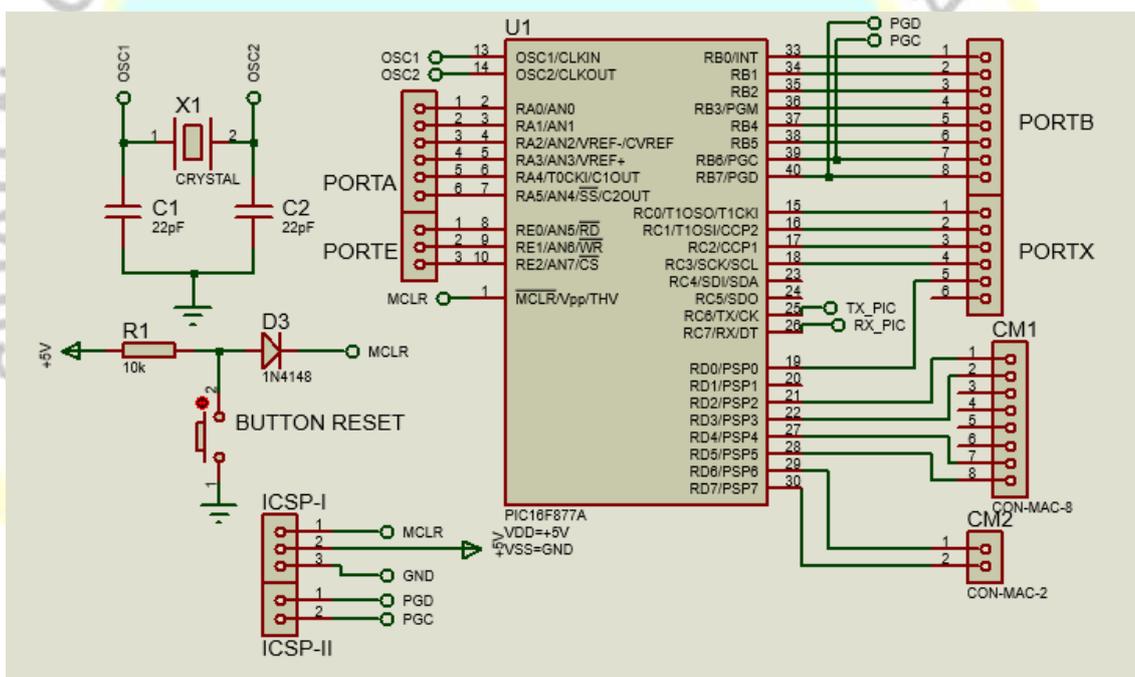


Figura 54: Diseño de tarjeta de adquisición de datos adaptada para lectura de electrodos

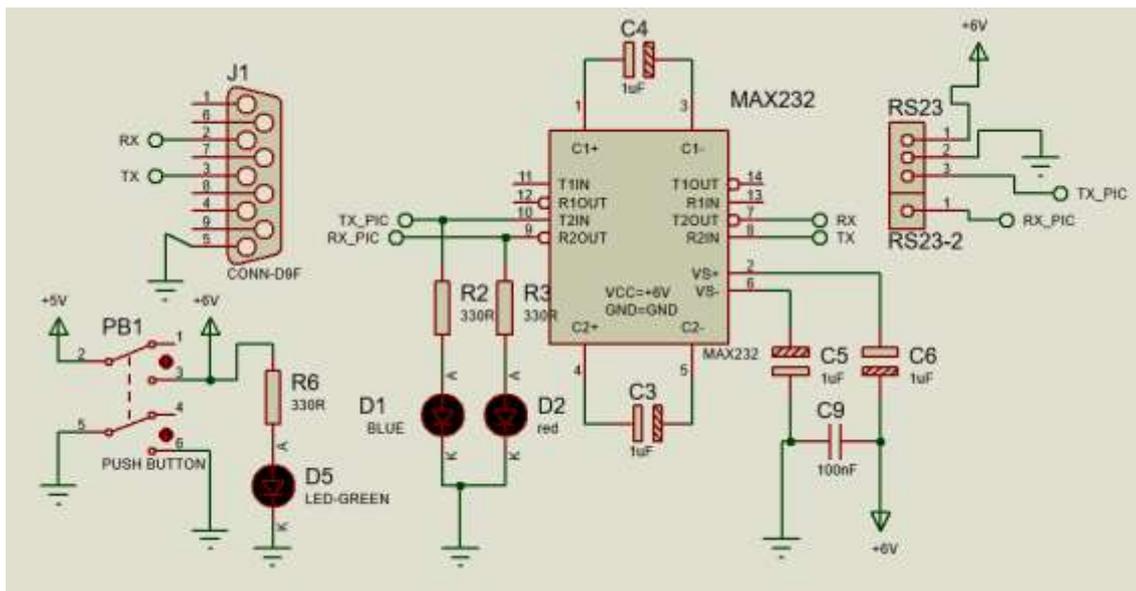


Figura 55: Conexión de puerto rs232 mediante el integrado MAX232 para habilitar comunicación

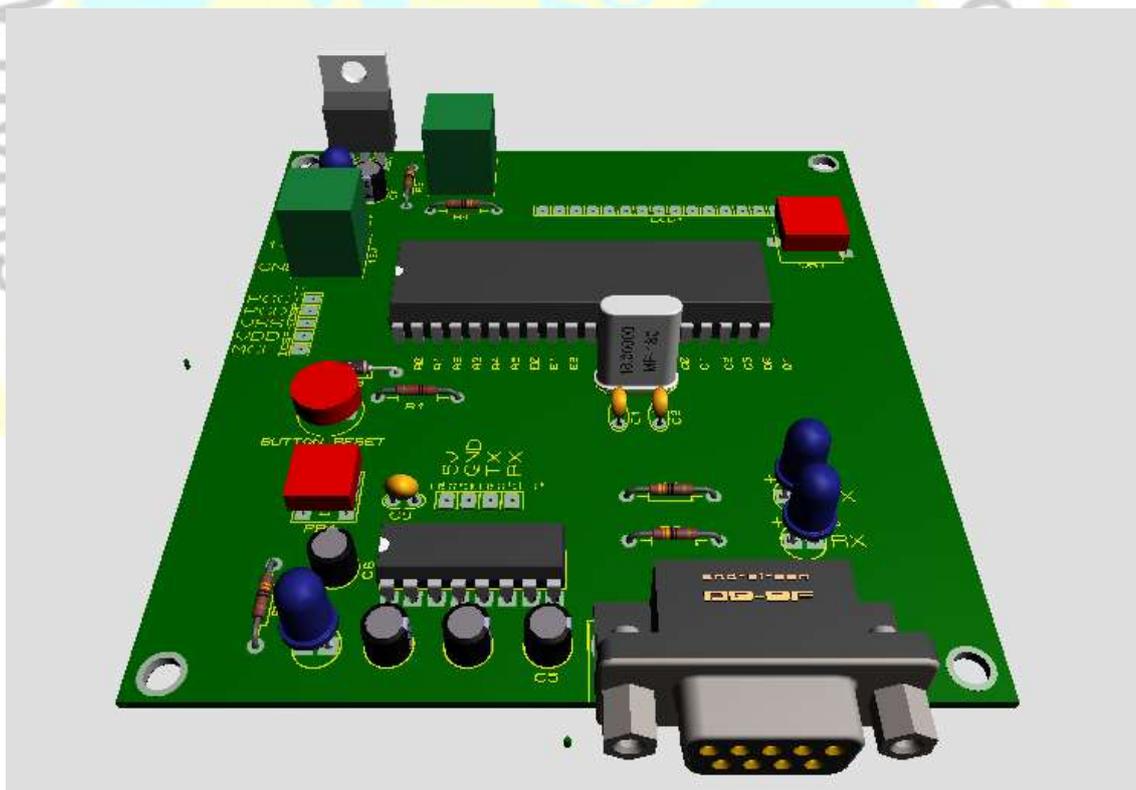


Figura 56: Vista 3D de la tarjeta de adquisición de datos



*Figura 57:* Tarjeta de adaptación de señal a través de filtros operacionales

Para el proceso de digitalización se deberá de hacer un muestreo el cual consiste en tomar diferentes muestras o valores de voltaje de la señal en distintos puntos de esta, a una 47 frecuencia que por lo general es llamada frecuencia de muestreo y es medida en Hercios (Hz), el inverso de la frecuencia de muestreo se llama periodo de muestreo y es el tiempo que existe entre una muestra y otra, este periodo se lo mide en segundos (s).

El muestreo de señal se analizará a través del software MATLAB, para poder cuantificar este proceso consiste en definir un valor decimal discreto correspondiente a la amplitud de voltaje de la señal digitalizada, y por último paso se debe codificar la señal este proceso consiste en representar los valores numéricos en códigos.

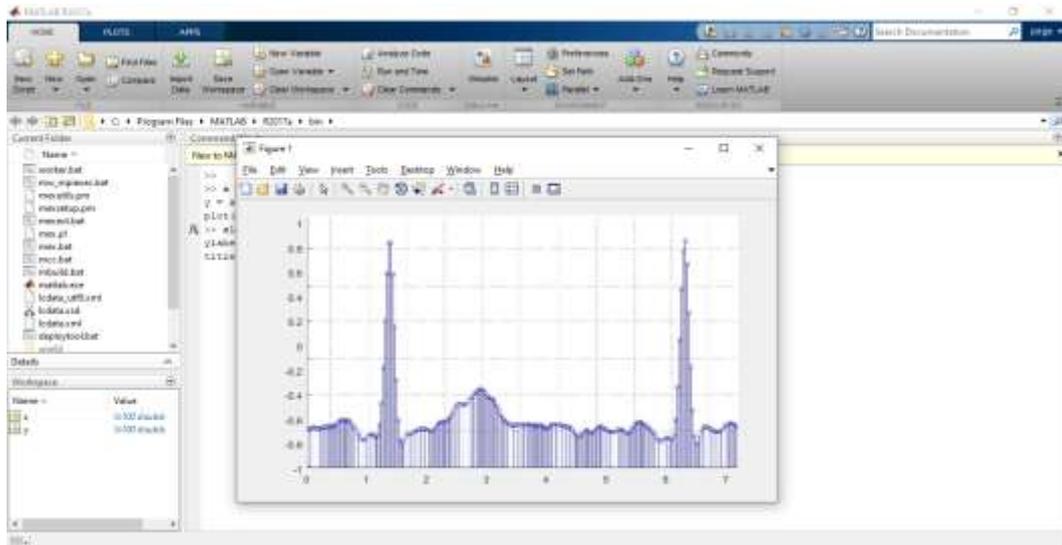


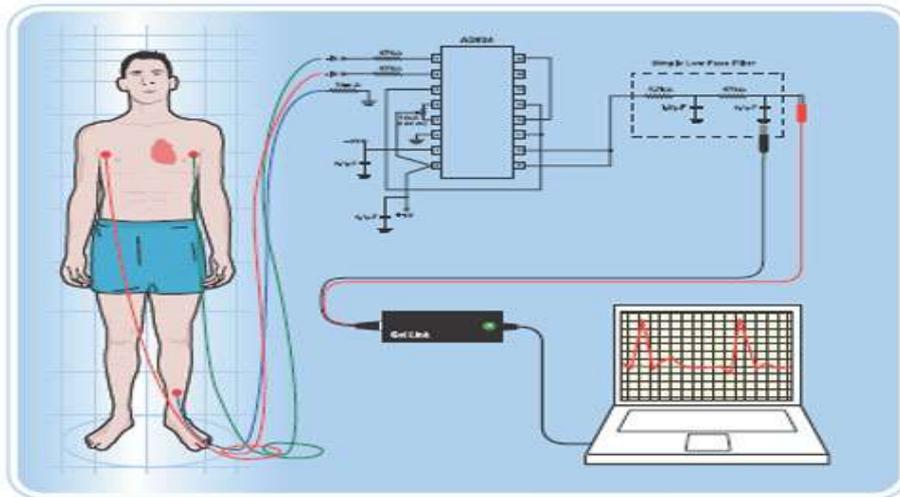
Figura 58: Proceso de digitalización de una señal analógica

- **Adquisición de la señal ecg y comunicación con el computador**

**Desarrollo de la interfaz gráfica con LabVIEW**

Se realizará la adquisición procesamiento y visualización de la señal electrocardiográfica, el programa desarrollado permitirá al usuario observar la frecuencia cardíaca, las ondas cardíacas, se podrá emitir un reporte en Excel para que el especialista pueda observar los resultados de la prueba, además de poder grabar las señales cardíacas de la persona analizada.

Se realizará todo el procesamiento de la señal, con el fin de eliminar las interferencias, ruidos que se puedan adherir a la señal, para generar una señal clara y fiable para que el especialista pueda observarla y trabajarla dando así un resultado más exacto.



En primer lugar se configura la tarjeta de adquisición de datos para que pueda visualizar la señal electrocardiográfica, se debe configurar el puerto a leer, la frecuencia de muestreo, el número de muestras tomadas del buffer, el valor máximo y mínimo de voltaje de entrada con tarjeta.

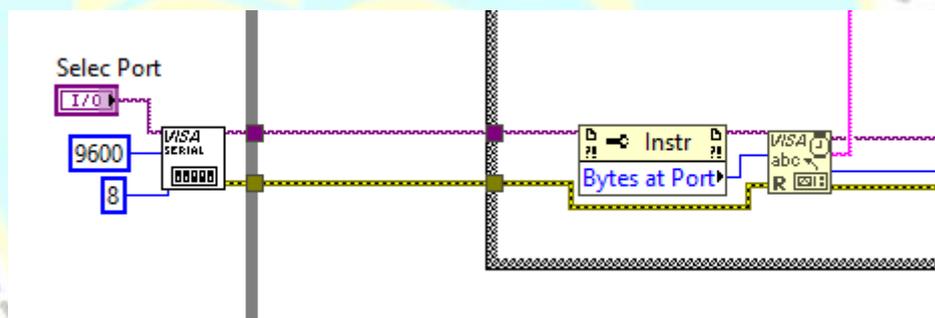


Figura 59: Configuración del puerto de comunicación

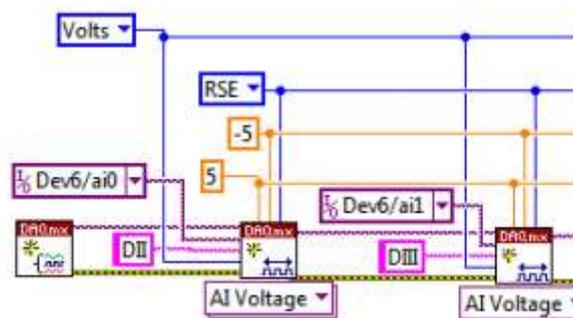


Figura 60: Configuración de los canales y valores máximos y mínimos de voltaje

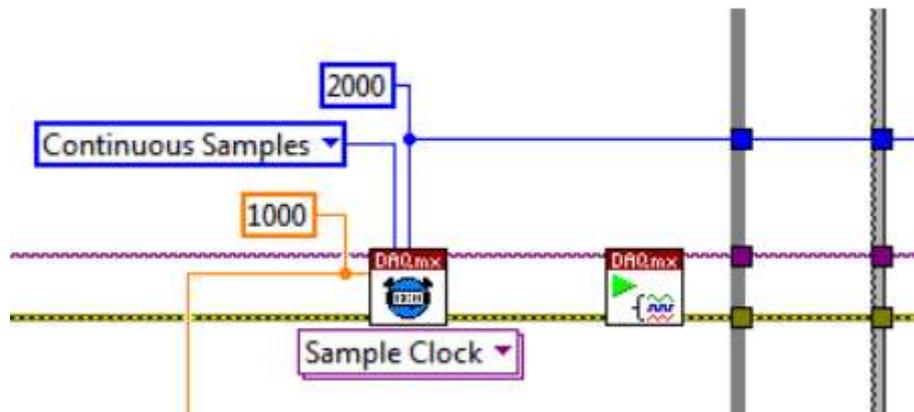
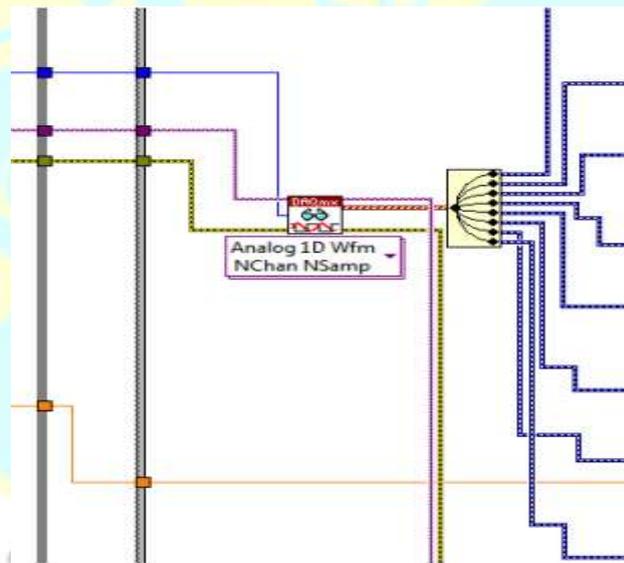


Figura 61: Configuración de la frecuencia de muestreo y del número de muestras a leer

Con estos procesos se procederá luego a trabajar las señales analógicas a digitales.



Luego de haber configura las entradas analógicas se proseguirá a realizar el primer procesamiento por software a la señal electrocardiográfica, con el fin de reducir el ruido y las interferencias que están presentes en la señal. Uno de los filtros digitales mejor usados es el filtro MAF del tipo forward saca un promedio de la señal de entrada, y para finalizar el proceso se pasará a la reestructuración de las mismas señales.

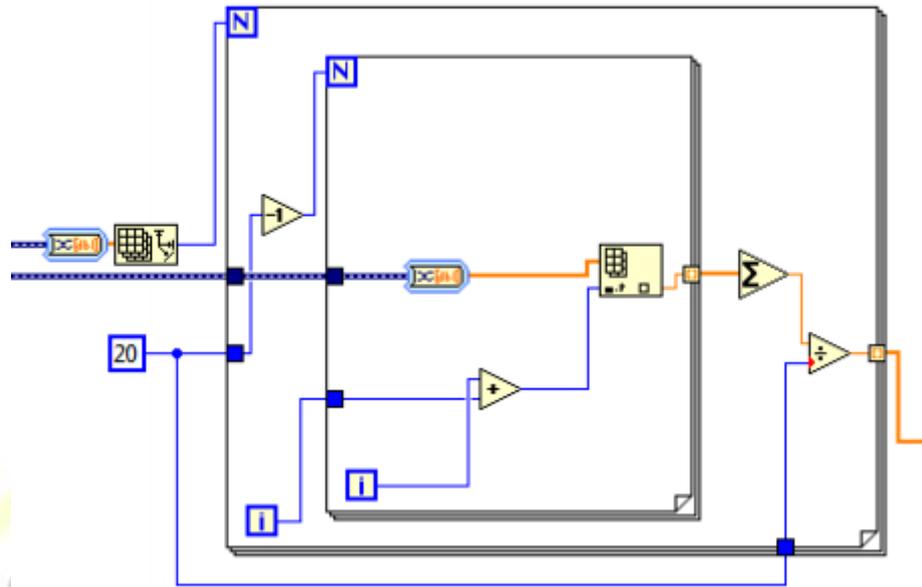
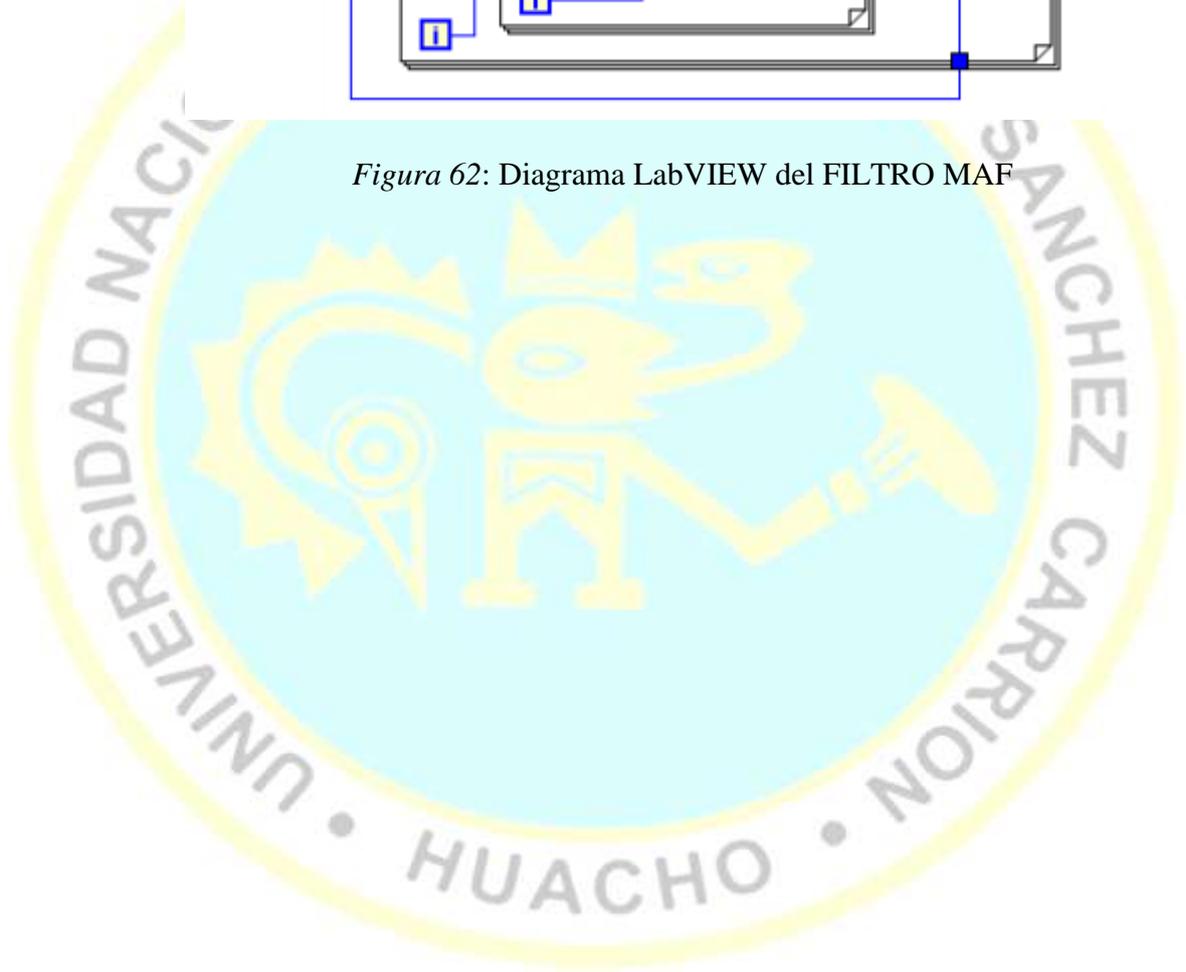


Figura 62: Diagrama LabVIEW del FILTRO MAF



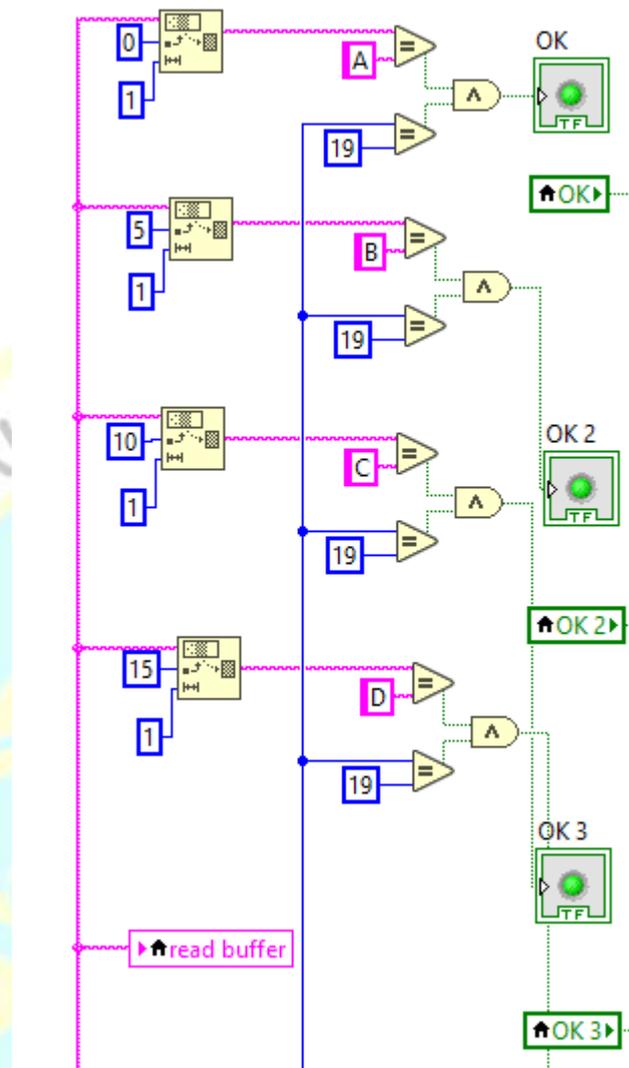


Figura 63: Reestructuración de la señal

Una vez que se tienen las derivaciones DI, DII y DIII filtradas y sin ruido, se procede a obtener el resto de las derivaciones del plano frontal, utilizando las ecuaciones que se presentan para definir las.

$$DI = DII - DIII$$

$$aVR = -\frac{I + II}{2}$$

$$aVL = \frac{I - III}{2}$$

$$aVF = \frac{II + III}{2}$$

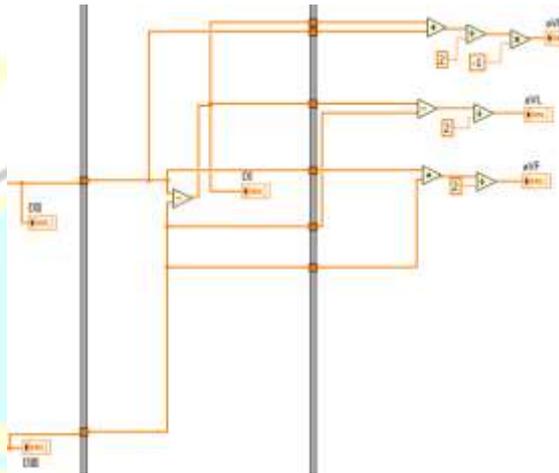


Figura 64: Resolución de las ecuaciones para hallar las derivaciones frontales

Para el posterior proceso del análisis el programa también permite el almacenamiento de las señales adquiridas en un archivo de txt o xls, el usuario podrá abrir o guardar estos datos para posteriores estudios.

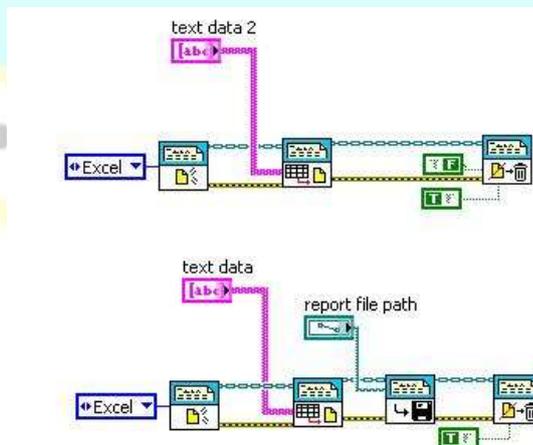


Figura 65: Adquisición de datos en formato xls

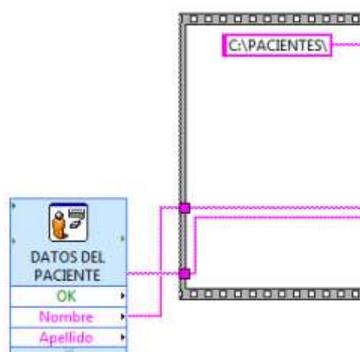


Figura 66: Almacenamiento de datos en tablas -subcarpeta PACIENTE

La pantalla principal de la interfaz visual cuenta con un entorno interactivo, fácil de operar, con las opciones para almacenar datos, comenzar análisis de prueba, leer los datos, limpiar la pantalla de gráficas y con un indicador de conexión de electrodos para facilitar el trabajo del usuario.

Las pestañas presentadas son las siguientes, MENU, SEÑALES, DERIVACIONES PRECORDIALES, DERIVACIONES PRECORDIALES, Y LEER SEÑALES ADQUIRIDAS, las cuales podemos observar a continuación.



Figura 67: Pestaña MENU del panel frontal

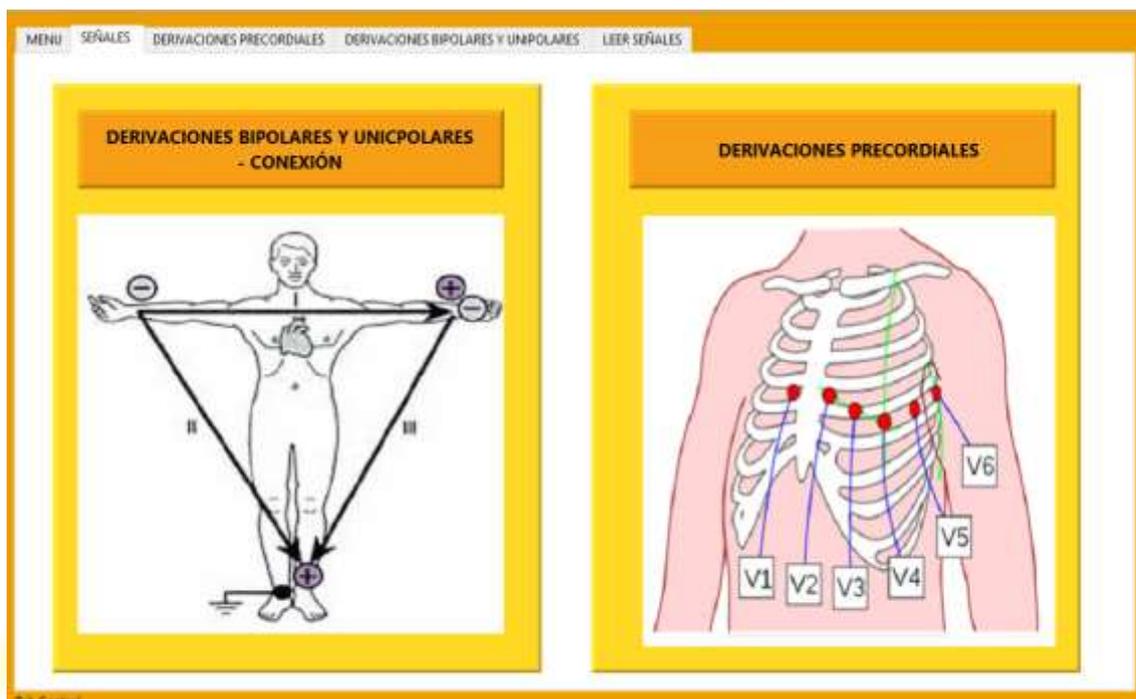


Figura 68: Pestaña de la ubicación de los electrodos para las señales referente

A continuación, se procede a registrar las señales almacenadas de un paciente

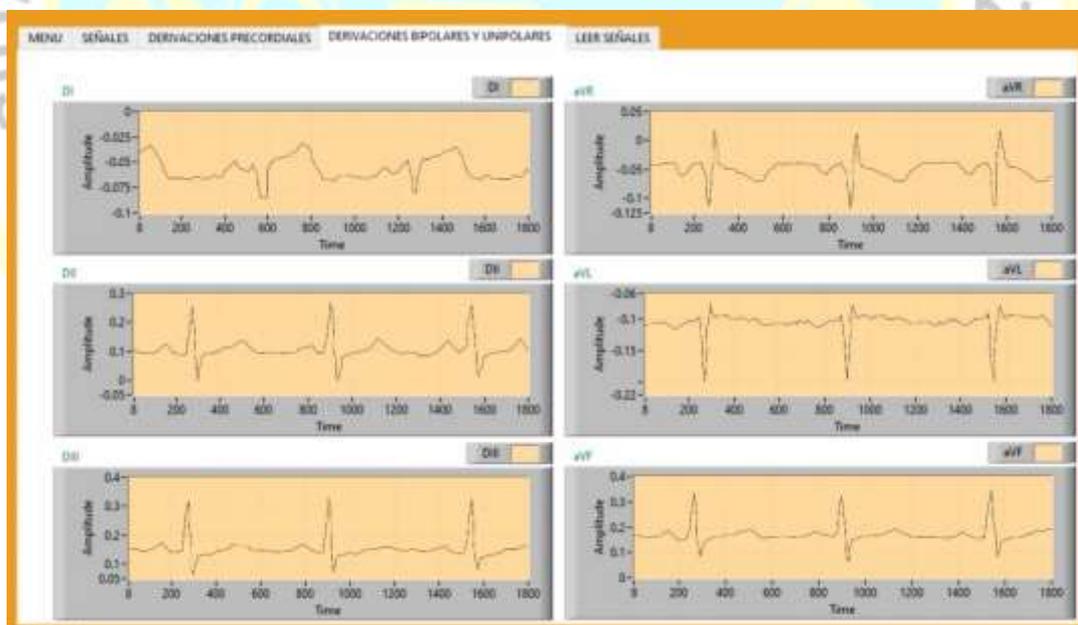


Figura 69: Señales electrocardiográficas en reposo obtenidas con el equipo diseñado

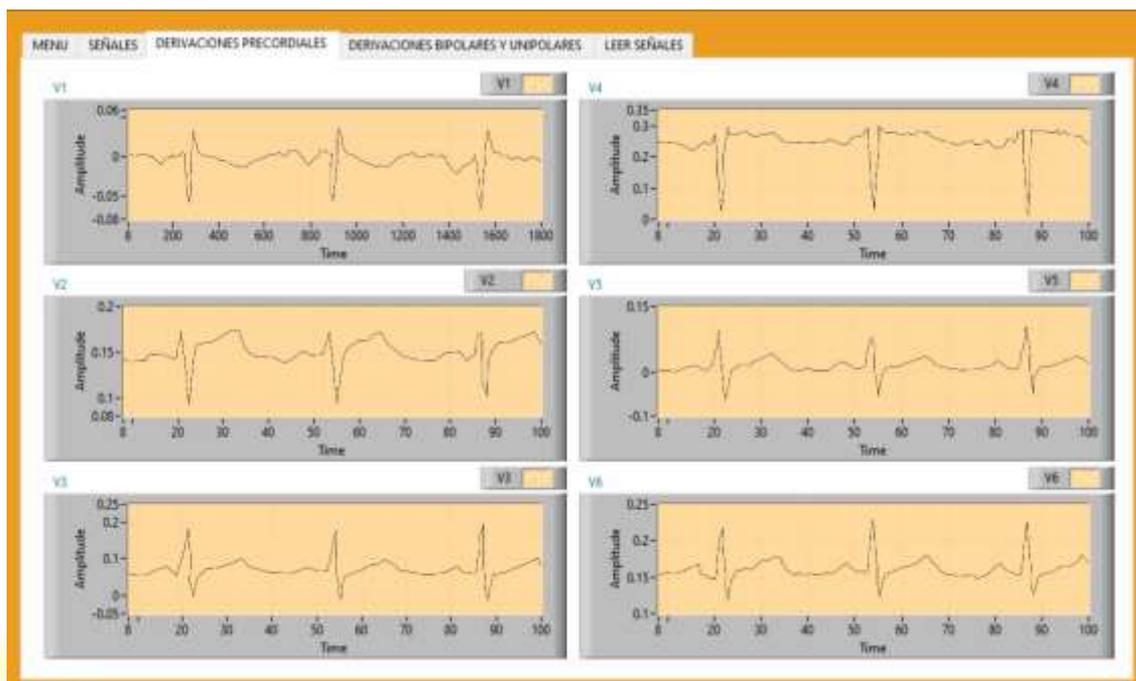


Figura 70: Señales electrocardiográficas precordiales en reposo obtenidas con el equipo diseñado

Figura 71: Pestaña para leer señales adquiridas y guardarlas con respecto al formulario del paciente

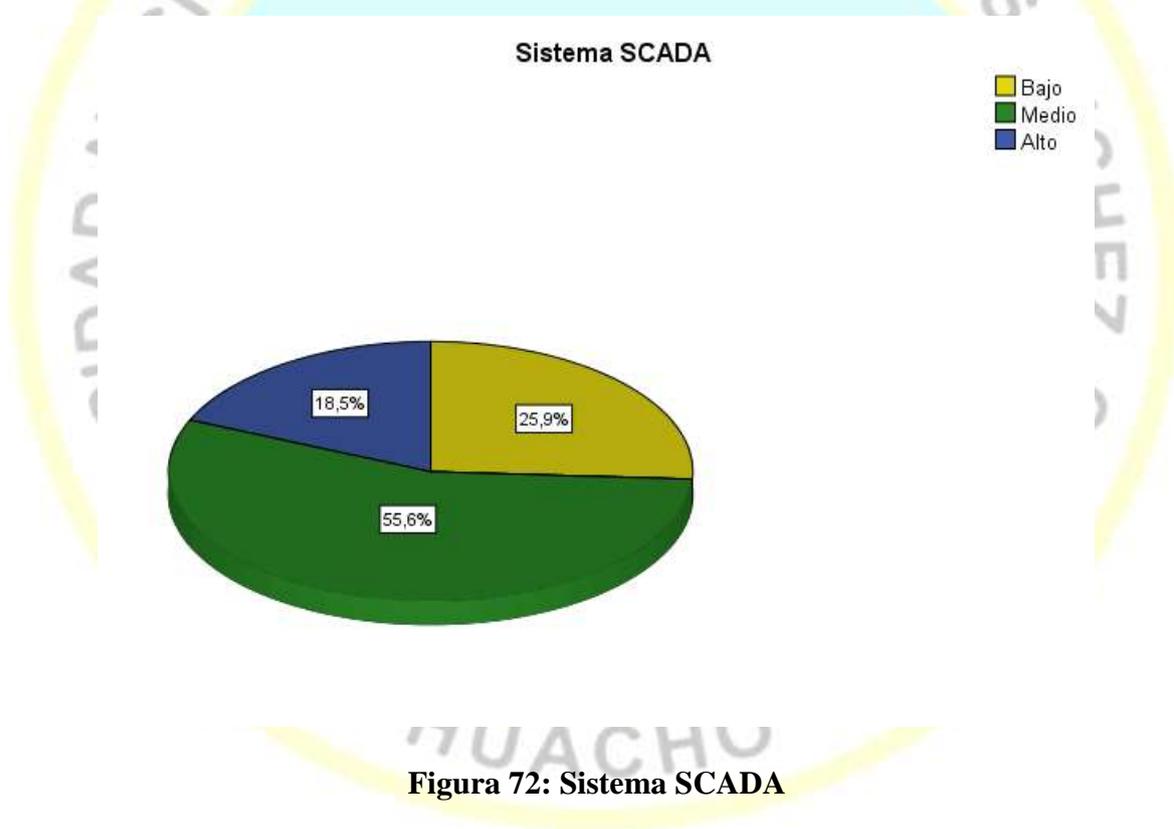
## 4.2. Análisis de resultados

**Tabla 1: Sistema SCADA**

| <i>Sistema SCADA</i> |       |            |            | Porcentaje<br>válido | Porcentaje<br>acumulado |
|----------------------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
|                      |       | Frecuencia | Porcentaje |                      |                         |
| Válido               | Bajo  | 14         | 25,9       | 25,9                 | 25,9                    |
|                      | Medio | 30         | 55,6       | 55,6                 | 81,5                    |
|                      | Alto  | 10         | 18,5       | 18,5                 | 100,0                   |
|                      | Total | 54         | 100,0      | 100,0                |                         |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:



De la figura 72, un 55,6% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel medio en la variable de Sistema SCADA, un 25,9% un nivel bajo y un 18,5% un nivel alto.

**Tabla 2: Tipos de sistemas**

| <i>Tipos de sistemas</i> |       |            |            | Porcentaje<br>válido | Porcentaje<br>acumulado |
|--------------------------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
|                          |       | Frecuencia | Porcentaje |                      |                         |
| Válido                   | Bajo  | 26         | 48,1       | 48,1                 | 48,1                    |
|                          | Medio | 22         | 40,7       | 40,7                 | 88,9                    |
|                          | Alto  | 6          | 11,1       | 11,1                 | 100,0                   |
|                          | Total | 54         | 100,0      | 100,0                |                         |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 73: Tipos de sistemas**

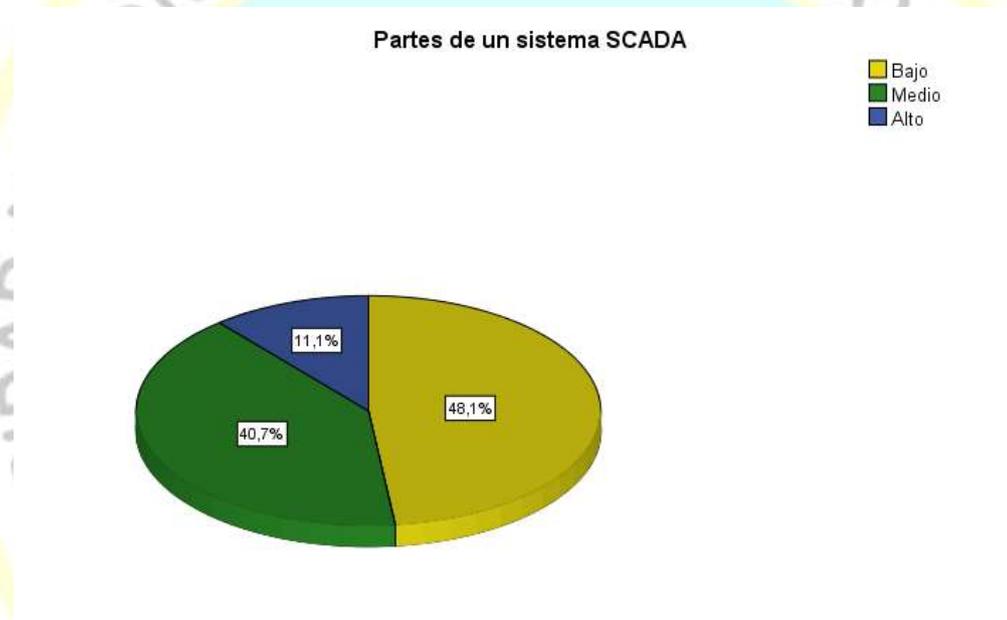
De la figura 73, un 48,1% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel bajo en la dimensión de tipos de Sistemas, un 40,7% un nivel medio y un 11,1% un nivel alto.

**Tabla 3: Partes de un sistema SCADA***Partes de un sistema SCADA*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 26         | 48,1       | 48,1              | 48,1                 |
|        | Medio | 22         | 40,7       | 40,7              | 88,9                 |
|        | Alto  | 6          | 11,1       | 11,1              | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 74: Partes de un sistema SCADA**

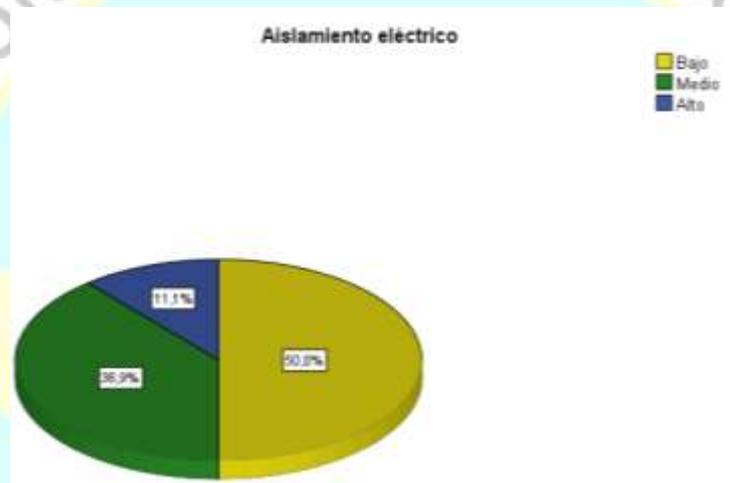
De la figura 74, un 48,1% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel bajo en la dimensión de partes de un sistema scada un 40,7% un nivel medio y un 11,1% un nivel alto.

**Tabla 4: Aislamiento eléctrico***Aislamiento eléctrico*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 27         | 50,0       | 50,0              | 50,0                 |
|        | Medio | 21         | 38,9       | 38,9              | 88,9                 |
|        | Alto  | 6          | 11,1       | 11,1              | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 75: Aislamiento eléctrico**

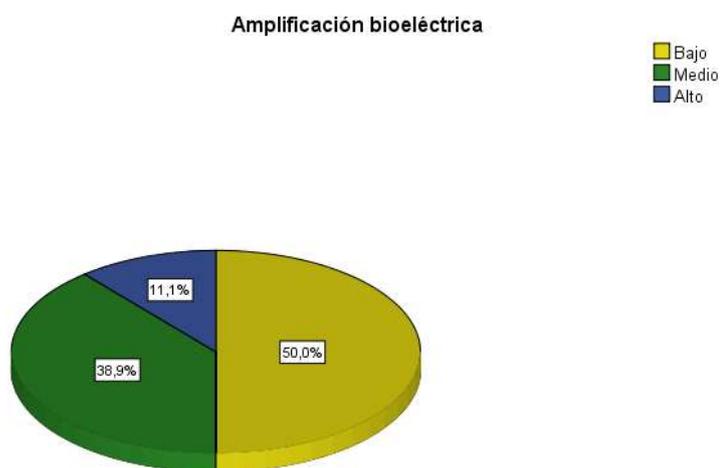
De la figura 75, un 50,0% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel bajo en la dimensión de Aislamiento eléctrico un 38,9% un nivel medio y un 11,1% un nivel alto.

**Tabla 5: Amplificación bioeléctrica***Amplificación bioeléctrica*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 27         | 50,0       | 50,0              | 50,0                 |
|        | Medio | 21         | 38,9       | 38,9              | 88,9                 |
|        | Alto  | 6          | 11,1       | 11,1              | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 76: Amplificación bioeléctrica**

De la figura 76, un 50,0% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel bajo en la dimensión de Amplificación bioeléctrica un 38,9% un nivel medio y un 11,1% un nivel alto.

**Tabla 6: Desarrollo de una HMI con una GLCD***Desarrollo de una HMI con una GLCD*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 24         | 44,4       | 44,4              | 44,4                 |
|        | Medio | 23         | 42,6       | 42,6              | 87,0                 |
|        | Alto  | 7          | 13,0       | 13,0              | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 77: Desarrollo de una HMI con una GLCD**

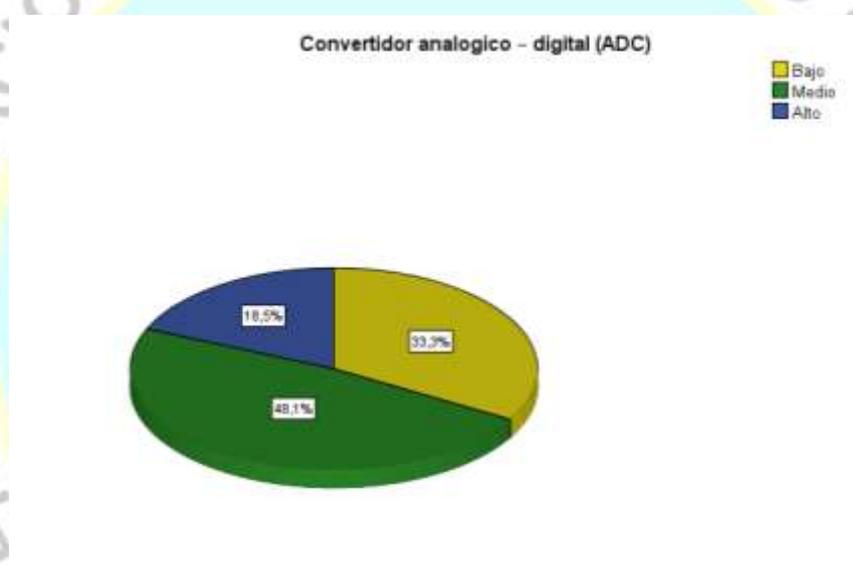
De la figura 77, un 44,4% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel bajo en la dimensión de Desarrollo de una HMI con una GLCD un 42,6% un nivel medio y un 13,0% un nivel alto.

**Tabla 7: Convertidor analogico – digital (ADC)***Convertidor analogico – digital (ADC)*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 18         | 33,3       | 33,3              | 33,3                 |
|        | Medio | 26         | 48,1       | 48,1              | 81,5                 |
|        | Alto  | 10         | 18,5       | 18,5              | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 78: Convertidor analogico – digital (ADC)**

De la figura 78, un 48,1% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel medio en la dimensión de Convertidor analogico – digital (ADC) un 33,3% un nivel bajo y un 18,5% un nivel alto.

**Tabla 8: Señales cardiacas***Señales cardiacas*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 10         | 18,5       | 18,5              | 18,5                 |
|        | Medio | 39         | 72,2       | 72,2              | 90,7                 |
|        | Alto  | 5          | 9,3        | 9,3               | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 79: Señales cardiacas**

De la figura 79, un 72,2% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel medio en la variable de Señales cardiacas un 18,5% un nivel bajo y un 9,3% un nivel alto.

**Tabla 9: Frecuencias cardiacas***Frecuencias cardiacas*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 21         | 38,9       | 38,9              | 38,9                 |
|        | Medio | 28         | 51,9       | 51,9              | 90,7                 |
|        | Alto  | 5          | 9,3        | 9,3               | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 80: Frecuencias cardiacas**

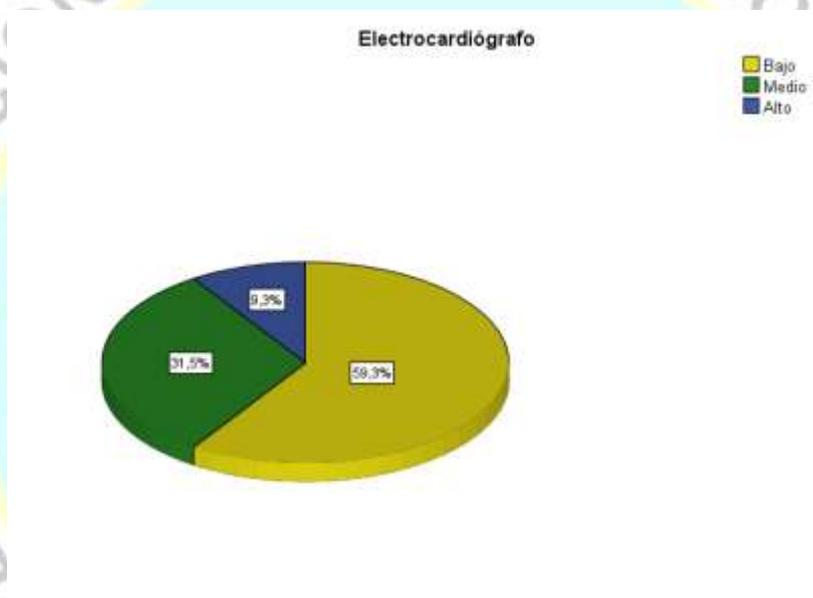
De la figura 80, un 51,9% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel medio en la dimensión de frecuencias cardiacas un 38,9% un nivel bajo y un 9,3% un nivel alto.

**Tabla 10: Electrocardiógrafo***Electrocardiógrafo*

|        |       | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|--------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válido | Bajo  | 32         | 59,3       | 59,3              | 59,3                 |
|        | Medio | 17         | 31,5       | 31,5              | 90,7                 |
|        | Alto  | 5          | 9,3        | 9,3               | 100,0                |
|        | Total | 54         | 100,0      | 100,0             |                      |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 81: Electrocardiógrafo**

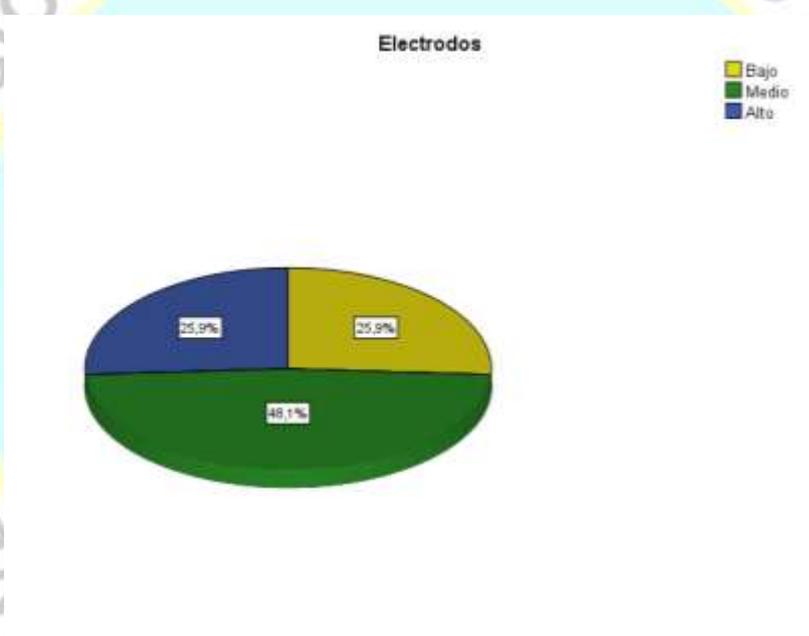
De la figura 81, un 59,3% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel bajo en la dimensión de electrocardiógrafo un 31,5% un nivel medio y un 9,3% un nivel alto.

**Tabla 11: Electrodo**

| <i>Electrodos</i> |       |            |            | Porcentaje<br>válido | Porcentaje<br>acumulado |
|-------------------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
|                   |       | Frecuencia | Porcentaje |                      |                         |
| Válido            | Bajo  | 14         | 25,9       | 25,9                 | 25,9                    |
|                   | Medio | 26         | 48,1       | 48,1                 | 74,1                    |
|                   | Alto  | 14         | 25,9       | 25,9                 | 100,0                   |
|                   | Total | 54         | 100,0      | 100,0                |                         |

**Fuente:** Ficha de observación aplicada a los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

**Figura 82: Electrodo**

De la figura 82, un 48,1% de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador creen que existe un nivel medio en la dimensión de electrodo un 25,9% un nivel bajo y un 25,9 % un nivel alto.

### 4.3. Contrastación de hipótesis

#### Hipótesis General

Hipótesis Alternativa: El sistema SCADA se relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Hipótesis nula: El sistema SCADA no se relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

**Tabla 12: El sistema SCADA y las señales cardiacas**

|                 |                   |                            | Sistema SCADA | Señales cardiacas |
|-----------------|-------------------|----------------------------|---------------|-------------------|
| Rho de Spearman | Sistema SCADA     | Coeficiente de correlación | 1,000         | ,707**            |
|                 |                   | Sig. (bilateral)           | .             | ,000              |
|                 |                   | N                          | 54            | 54                |
|                 | Señales cardiacas | Coeficiente de correlación | ,707**        | 1,000             |
|                 |                   | Sig. (bilateral)           | ,000          | .                 |
|                 |                   | N                          | 54            | 54                |

\*\* . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Como se muestra en la tabla 12 se obtuvo un coeficiente de correlación de  $r=0.707$ , con una  $p=0.000$  ( $p<0.05$ ) con lo cual se acepta la hipótesis alternativa y se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto, se puede evidenciar estadísticamente que existe relación entre el sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Se puede apreciar que el coeficiente de correlación es de una magnitud **buena**.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:

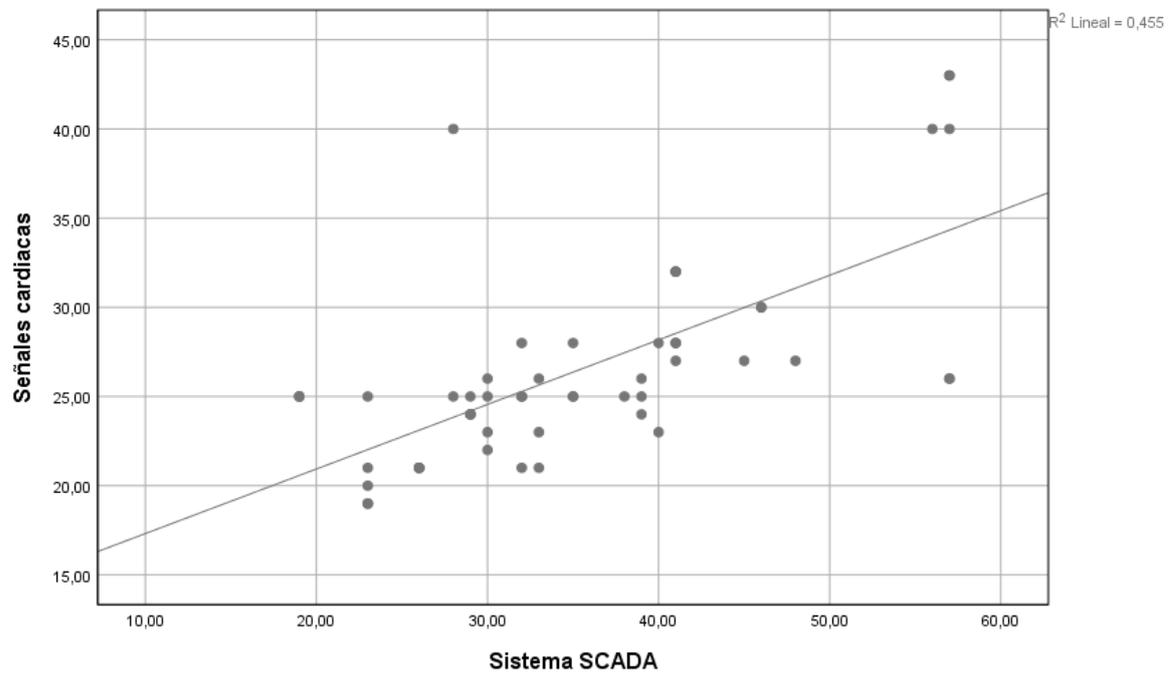


Figura 83: El sistema SCADA y las señales cardiacas

### Hipótesis Específica 1

Hipótesis Alternativa: Los tipos de sistemas se relacionan significativamente con las señales cardíacas.

Hipótesis nula: Los tipos de sistemas no se relacionan significativamente con las señales cardíacas.

**Tabla 13: Los tipos de sistemas y las señales cardíacas**

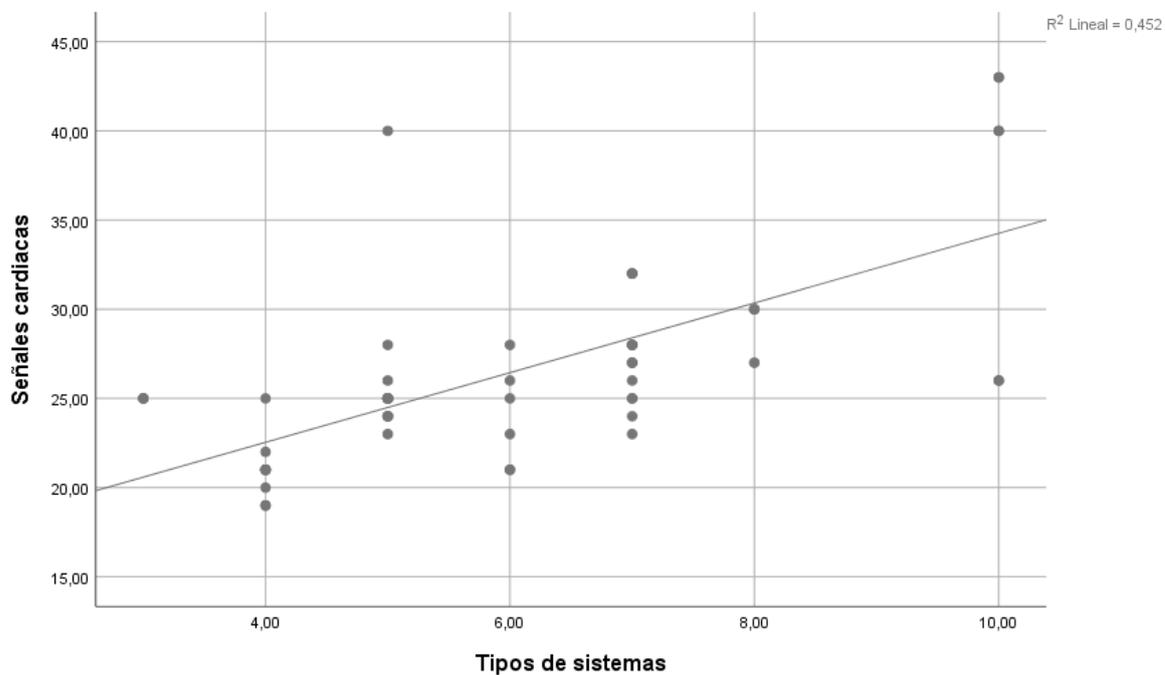
|                 |                   |                            | Tipos de sistemas | Señales cardíacas |
|-----------------|-------------------|----------------------------|-------------------|-------------------|
| Rho de Spearman | Tipos de sistemas | Coeficiente de correlación | 1,000             | ,689**            |
|                 |                   | Sig. (bilateral)           | .                 | ,000              |
|                 |                   | N                          | 54                | 54                |
|                 | Señales cardíacas | Coeficiente de correlación | ,689**            | 1,000             |
|                 |                   | Sig. (bilateral)           | ,000              | .                 |
|                 |                   | N                          | 54                | 54                |

\*\* . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Como se muestra en la tabla 13 se obtuvo un coeficiente de correlación de  $r= 0.689$ , con una  $p=0.000(p<0.05)$  con lo cual se acepta la hipótesis alternativa y se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto, se puede evidenciar estadísticamente que existe relación entre los tipos de sistemas y las señales cardíacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Se puede apreciar que el coeficiente de correlación es de una magnitud **buena**.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:



**Figura 84: Los tipos de sistemas y las señales cardiacas**

### Hipótesis Específica 2

Hipótesis Alternativa: Las partes de un sistema SCADA se relacionan significativamente con las señales cardiacas.

Hipótesis nula: Las partes de un sistema SCADA no se relacionan significativamente con las señales cardiacas.

**Tabla 14: Las partes de un sistema SCADA y las señales cardiacas**

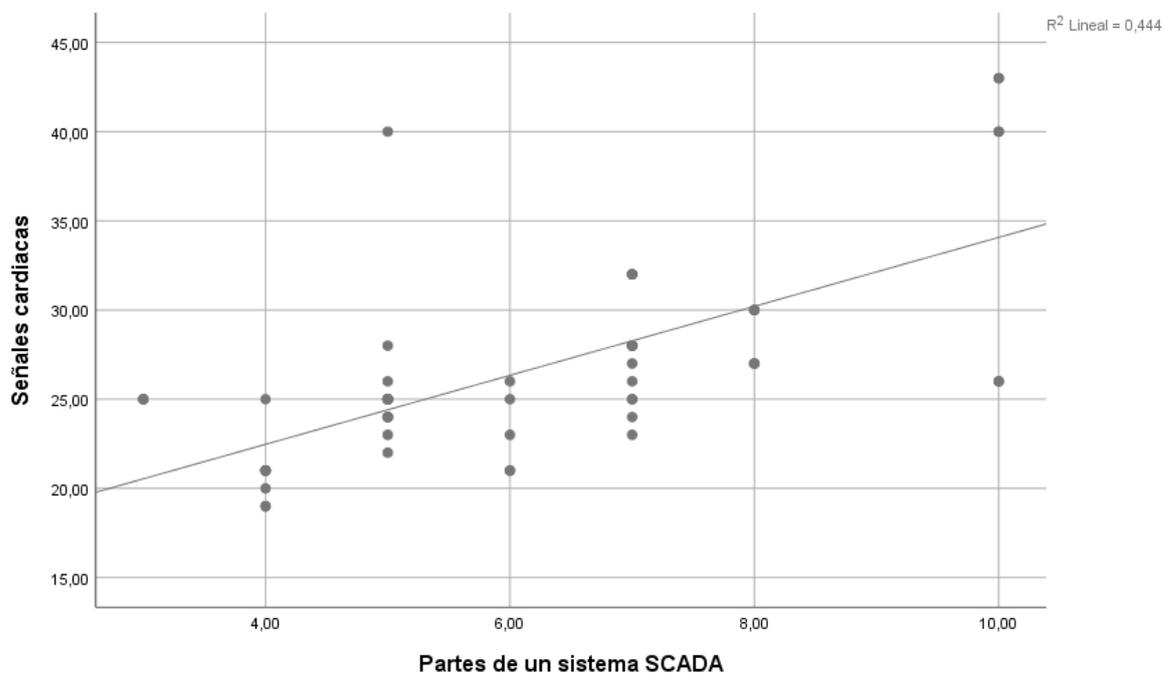
|                 |                            |                             | Partes de un sistema SCADA | Señales cardiacas |
|-----------------|----------------------------|-----------------------------|----------------------------|-------------------|
| Rho de Spearman | Partes de un sistema SCADA | Coefficiente de correlación | 1,000                      | ,692**            |
|                 |                            | Sig. (bilateral)            | .                          | ,000              |
|                 |                            | N                           | 54                         | 54                |
|                 | Señales cardiacas          | Coefficiente de correlación | ,692**                     | 1,000             |
|                 |                            | Sig. (bilateral)            | ,000                       | .                 |
|                 |                            | N                           | 54                         | 54                |

\*\* . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Como se muestra en la tabla 14 se obtuvo un coeficiente de correlación de  $r= 0.692$ , con una  $p=0.000(p<0.05)$  con lo cual se acepta la hipótesis alternativa y se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto, se puede evidenciar estadísticamente que existe relación entre las partes de un sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.”

“Se puede apreciar que el coeficiente de correlación es de una magnitud **buena**.”

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:



**Figura 85: Las partes de un sistema SCADA y las señales cardiacas**

### Hipótesis Específica 3

Hipótesis Alternativa: El aislamiento eléctrico se relaciona significativamente con las señales cardiacas.

Hipótesis nula: El aislamiento eléctrico no se relaciona significativamente con las señales cardiacas.

**Tabla 15: El aislamiento eléctrico y las señales cardiacas**

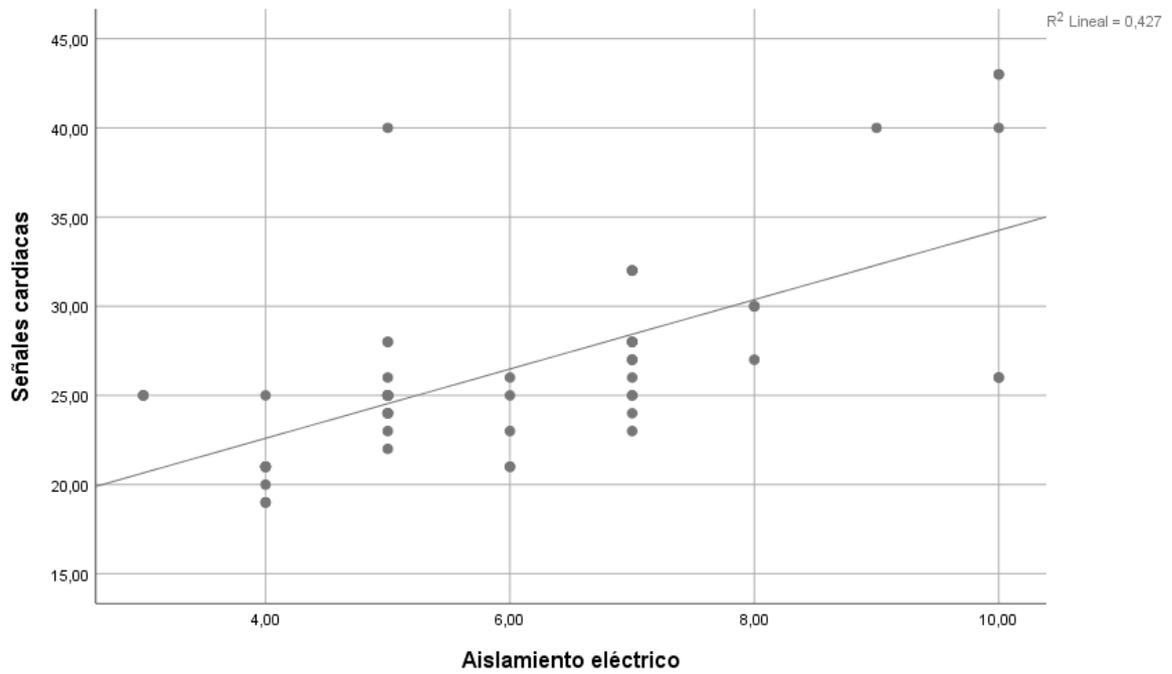
|                 |                       |                             | Aislamiento eléctrico | Señales cardiacas |
|-----------------|-----------------------|-----------------------------|-----------------------|-------------------|
| Rho de Spearman | Aislamiento eléctrico | Coefficiente de correlación | 1,000                 | ,669**            |
|                 |                       | Sig. (bilateral)            | .                     | ,000              |
|                 |                       | N                           | 54                    | 54                |
|                 | Señales cardiacas     | Coefficiente de correlación | ,669**                | 1,000             |
|                 |                       | Sig. (bilateral)            | ,000                  | .                 |
|                 |                       | N                           | 54                    | 54                |

\*\* . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Como se muestra en la tabla 15 se obtuvo un coeficiente de correlación de  $r= 0.669$ , con una  $p=0.000(p<0.05)$  con lo cual se acepta la hipótesis alternativa y se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto, se puede evidenciar estadísticamente que existe relación entre el aislamiento eléctrico y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.

Se puede apreciar que el coeficiente de correlación es de una magnitud **buena**.

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:



**Figura 86: El aislamiento eléctrico y las señales cardiacas**

#### Hipótesis Específica 4

Hipótesis Alternativa: La amplificación bioeléctrica se relaciona significativamente con las señales cardiacas.

Hipótesis nula: La amplificación bioeléctrica no se relaciona significativamente con las señales cardiacas.

**Tabla 16: La amplificación bioeléctrica y las señales cardiacas**

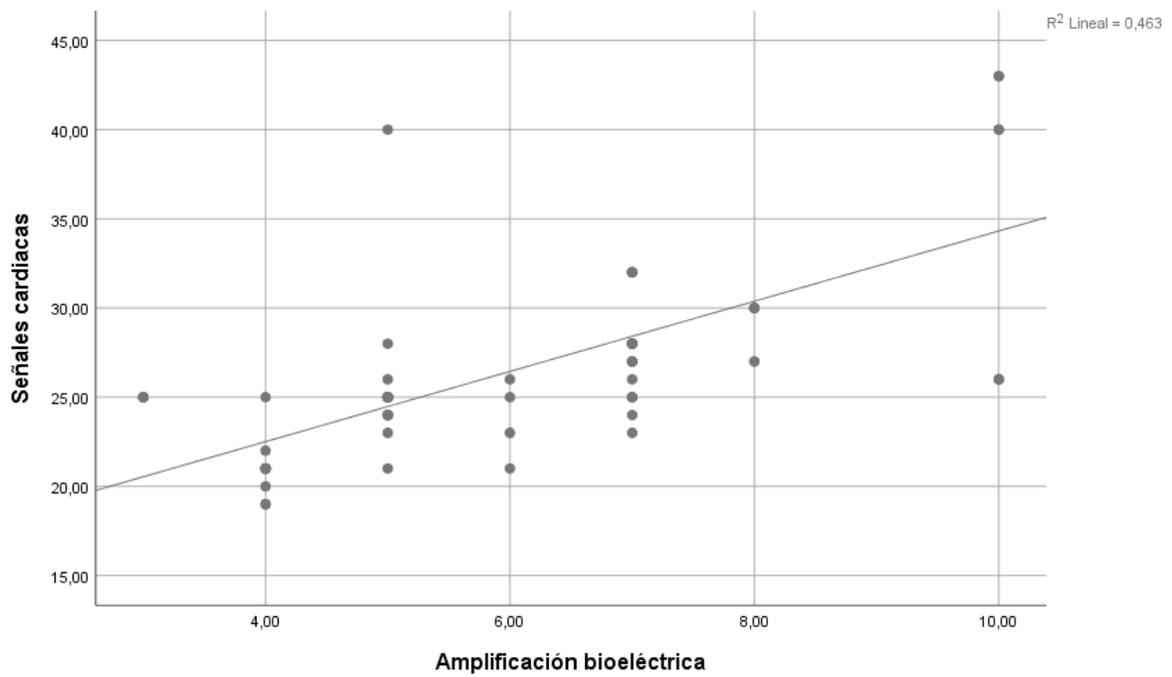
|                  |                               |                               | Amplificaci<br>ón<br>bioeléctrica | Señales<br>cardiacas |
|------------------|-------------------------------|-------------------------------|-----------------------------------|----------------------|
| Rho de Spearman  | Amplificación<br>bioeléctrica | Coeficiente de<br>correlación | 1,000                             | ,711**               |
|                  |                               | Sig. (bilateral)              | .                                 | ,000                 |
|                  |                               | N                             | 54                                | 54                   |
|                  | Señales cardiacas             | Coeficiente de<br>correlación | ,711**                            | 1,000                |
| Sig. (bilateral) |                               | ,000                          | .                                 |                      |
| N                |                               | 54                            | 54                                |                      |

\*\* . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Como se muestra en la tabla 16 se obtuvo un coeficiente de correlación de  $r= 0.669$ , con una  $p=0.000(p<0.05)$  con lo cual se acepta la hipótesis alternativa y se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto, se puede evidenciar estadísticamente que existe relación entre la amplificación bioeléctrica y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.<sup>37</sup>

Se puede apreciar que el coeficiente de correlación es de una magnitud **buena**.<sup>37</sup>

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:



**Figura 87: La amplificación bioeléctrica y las señales cardiacas**

### Hipótesis Específica 5

Hipótesis Alternativa: El desarrollo de una HMI con una GLCD relaciona significativamente con las señales cardíacas.

Hipótesis nula: El desarrollo de una HMI con una GLCD relaciona significativamente con las señales cardíacas.

**Tabla 17: El desarrollo de una HMI con una GLCD y las señales cardíacas**

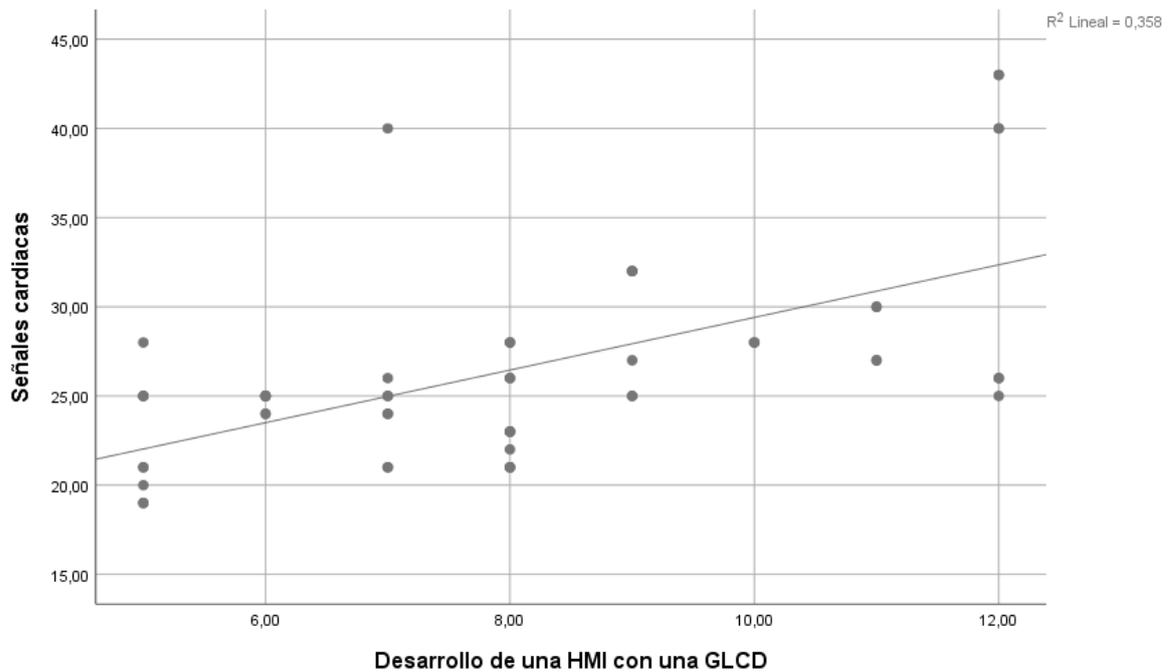
|                 |                                       |                                | Desarrollo<br>de una HMI<br>con una<br>GLCD | Señales<br>cardíacas |
|-----------------|---------------------------------------|--------------------------------|---|----------------------|
| Rho de Spearman | Desarrollo de una<br>HMI con una GLCD | Coefficiente de<br>correlación | 1,000                                       | ,609**               |
|                 |                                       | Sig. (bilateral)               | .   | ,000                 |
|                 |                                       | N                              | 54  | 54                   |
|                 | Señales cardíacas                     | Coefficiente de<br>correlación | ,609**                                      | 1,000                |
|                 |                                       | Sig. (bilateral)               | ,000  | .                    |
|                 |                                       | N                              | 54  | 54                   |

\*\* . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Como se muestra en la tabla 17 se obtuvo un coeficiente de correlación de  $r=0.609$ , con una  $p=0.000$  ( $p<0.05$ ) con lo cual se acepta la hipótesis alternativa y se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto, se puede evidenciar estadísticamente que existe relación entre el desarrollo de una HMI con una GLCD y las señales cardíacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.”

“Se puede apreciar que el coeficiente de correlación es de una magnitud **buena**.”

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:



**Figura 88: El desarrollo de una HMI con una GLCD y las señales cardiacas**

### Hipótesis Específica 6

Hipótesis Alternativa: El convertidor analógico – digital (ADC) relaciona significativamente con las señales cardiacas.

Hipótesis nula: El convertidor analógico – digital (ADC) relaciona significativamente con las señales cardiacas.

**Tabla 18: Convertidor analogico – digital (ADC) y las señales cardiacas**

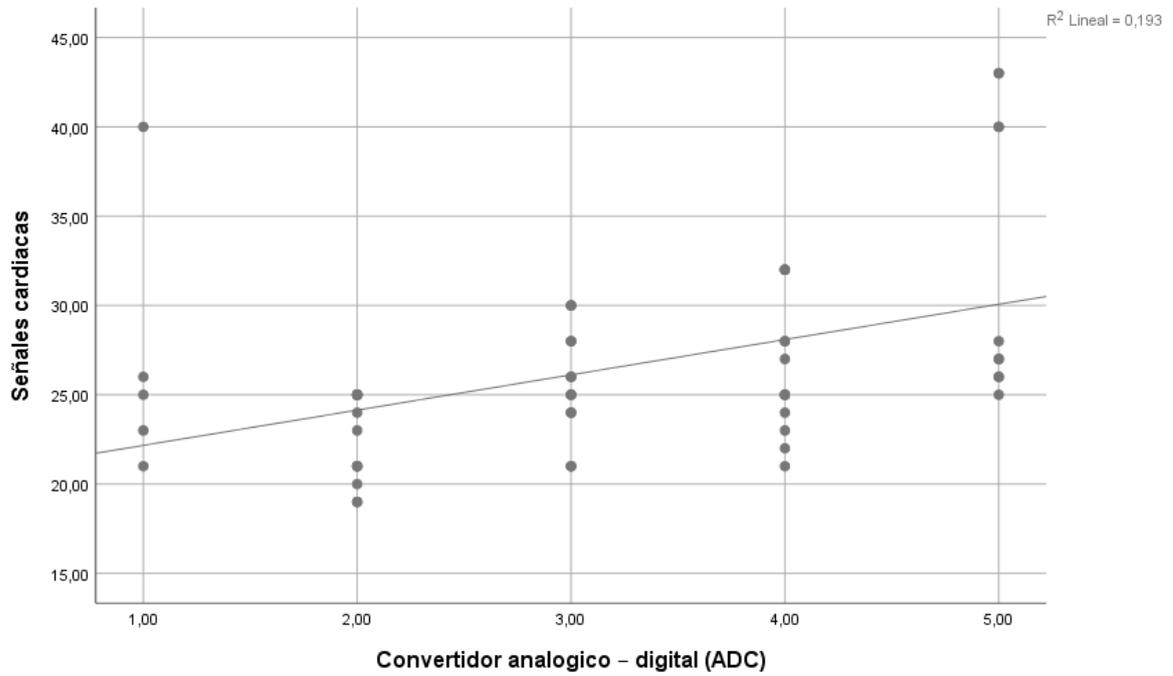
|                   |   | Convertido<br>r analogico<br>– digital<br>(ADC) | Señales<br>cardiacas |
|-------------------|---|---|----------------------|
| Rho de Spearman   | Convertidor<br>analogico – digital<br>(ADC) | Coefficiente de<br>correlación                  | 1,000                |
|                   |   | Sig. (bilateral)                                | ,506**               |
|                   |   | N   | .<br>54              |
| Señales cardiacas |   | Coefficiente de<br>correlación                  | ,506**               |
|                   |   | Sig. (bilateral)                                | 1,000                |
|                   |   | N   | .<br>54              |

\*\* . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Como se muestra en la tabla 18 se obtuvo un coeficiente de correlación de  $r= 0.506$ , con una  $p=0.000(p<0.05)$  con lo cual se acepta la hipótesis alternativa y se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto, se puede evidenciar estadísticamente que existe relación entre el convertidor analógico – digital (ADC) y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.”

Se puede apreciar que el coeficiente de correlación es de una magnitud **moderada**.”

Para efectos de mejor apreciación y comparación presenta la siguiente figura:



**Figura 89: Convertidor analogico - digital (ADC)**

## Capítulo V. Discusión

### 5.1. Discusión

Los resultados estadísticos demuestran que existe relación entre el sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.707, representando una buena asociación. Entre las variables estudiadas, luego analizamos estadísticamente por dimensiones las variables el cual la primera dimensión se puede apreciar también que existe relación entre los tipos de sistemas y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.689 representando buena asociación.

En la segunda dimensión se puede apreciar también que existe relación entre las partes de un sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0,692, representando una muy buena asociación. En la tercera dimensión se puede apreciar también que existe relación entre el aislamiento eléctrico y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.669, representando una moderada asociación.

En la cuarta dimensión se puede apreciar también que existe relación entre la amplificación bioeléctrica y las señales cardiacas de los pacientes del Área de

cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.711, representando una buena asociación. En la quinta dimensión se puede apreciar también que existe relación entre el desarrollo de una HMI con una GLCD y las señales cardíacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.609, representando una buena asociación.

En la sexta dimensión se puede apreciar también que existe relación entre el convertidor analógico – digital (ADC) y las señales cardíacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.506, representando una moderada asociación. Esto nos sirve para conocer el sistema SCADA y las señales cardíacas de los pacientes en hospitales. En este punto, concordamos con lo planteado Según Carrera (2018), en su investigación titulada: “Sistema de telemedicina para monitorear señales electrocardiográficas en pacientes con enfermedades cardíacas”, donde su objetivo fue implementar un sistema de telemedicina para monitorear señales electrocardiográficas (ECG) en pacientes con enfermedades cardíacas.

## Capítulo VI. Conclusiones y recomendaciones

### 6.1. Conclusiones

De las pruebas realizadas podemos concluir:

- 1. Primera:** Existe relación entre el sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.707, representando una **buena** asociación.
- 2. Segunda:** Existe relación entre los tipos de sistemas y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.689 representando **buena** asociación.
- 3. Tercera:** Existe relación entre las partes de un sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.692, representando una **buena** asociación.
- 4. Cuarta:** Existe relación entre el aislamiento eléctrico y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.669, representando una buena asociación.”

- 5. Quinta:** “Existe relación entre la amplificación bioeléctrica y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.711, representando una buena asociación.”
- 6. Sexta:** “Existe relación entre el desarrollo de una HMI con una GLCD y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.609, representando una buena asociación.”
- 7. Séptima:** “Existe relación entre el convertidor analógico – digital (ADC) y las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020, debido a la correlación de Spearman que devuelve un valor de 0.506, representando una moderada asociación.”

## 6.2. Recomendaciones

- 1) Posicionar los electrodos de la piel en donde no exista mucho músculo, es recomendable debido a que estos introducen alteraciones de movimiento a la señal electrocardiográfica distorsionándola.
- 2) Realizar una r correctamente conexión de los cables electrocardiográficos al electrodo, generan una buena conexión entre estos, permitiendo obtener resultados satisfactorios de la prueba.
- 3) El sistema se puede mejorar debido a que se podría mandar los datos del resultado por medio de un servidor en tiempo real desde las ambulancias al hospital de emergencia.
- 4) Realizar estudios relacionados entre las variables estudiadas con una muestra mayor a nivel nacional, para estandarizar y establecer criterios más específicos del sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes en diversos hospitales a nivel nacional.
- 5) Identificar otras variables relacionadas con el estudio del proceso del sistema SCADA y las señales cardiacas de los pacientes con el fin de optimizar la salud de los ciudadanos.
- 6) Utilizar las herramientas de medición trabajadas en este estudio para obtener datos de medición precisos al momento de analizar las características del trabajo de investigación.

## Capítulo VII. Referencias bibliográfica

### 7.1. Fuentes bibliográficas

Álvaro Tucci R. (2007) “Instrumentación Biomédica”.

AD620AN Datasheet

Enrique Mandado Pérez (2007) Principio del formulario Final del formulario  
Microcontroladores PIC: Sistema Integrado para el Autoaprendizaje

Marlon Arturo Pérez Rodas (2011) “Diseño e implementación de un electrocardiógrafo portátil y del sistema de procesamiento digital de señales eléctricas del corazón, para monitoreo y análisis médico”

Sánchez M., D. (2008). Procesado y Transmisión de Señales Biomédicas para El Diagnóstico de Trastornos y Enfermedades del Sueño. Tesis Doctoral del Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Tecnología Electrónica y Electrónica de la Universidad de Cádiz, España.

### 7.2. Fuentes electrónicas

Albornoz, M. (2017). Interfaz Gráfica de Usuario: el Usuario como Protagonista del Diseño. Departamento de Informática/Universidad Nacional de San Luis-U.N.S.L./San Luis/Argentina. Obtenido: [http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/62078/Documento\\_completo.pdf-PDFA.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/62078/Documento_completo.pdf-PDFA.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

Álvaro Tucci R. (2007) “INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA”  
<http://www.cardiosistemas.com/Ergometria-Inalambrica-Mortara-Instrument-X-Scribe-5.html>

Br. Renzo Biardo (2004) “XII seminario de ingeniería biomédica, facultades medicina de ingeniería, universidad de la república, Montevideo, Uruguay, 9º semestre” Disponible: <http://www.nib.fmed.edu.uy/Biardo.pdf>

Carrera, J. (2018). *Sistema de telemedicina para monitorear señales electrocardiográficas en pacientes con enfermedades cardiacas* (Tesis de pregrado). Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador. Recuperado de: [https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/28202/1/Tesis\\_%20t1432ec.pdf](https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/28202/1/Tesis_%20t1432ec.pdf)

Díaz, J., y Lozano, C. (2017). *Desarrollo de una red de comunicación para la transmisión de señales cardiacas de pacientes domiciliarios a una interfaz Web a bajo costo* (Tesis de pregrado). Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogotá, Colombia. Recuperado de: <https://repository.udistrital.edu.co/bitstream/handle/11349/7989/LozanoJuncocristhianDaniel2018.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Dr. Luis Azcona “Libro de la salud Cardiovascular del Hospital clínico San Carlos y la Fundación BBVA, 2007”. Disponible: <https://books.google.com.pe/books?id=O2XEpDdesrAC&pg=PA50&dq=electrocardiograma+definicion&hl=es&sa=X&ved=2ahUKEwjY0cSm7IjqAhWxsDEKHQExCSIQ6AEwAXoECAEQAg#v=onepage&q=electrocardiograma%20definicion&f=false>

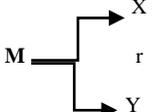
José Luis Martín Gonzáles (2007) “Electrónica digital” Disponible: [https://books.google.com.pe/books?id=FLoQI6to\\_R4C&pg=PA307&dq=Convertidor%20analogicos%20a%20digitales&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjY0cSm7IjqAhWxsDEKHQExCSIQ6AEwAXoECAEQAg#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.pe/books?id=FLoQI6to_R4C&pg=PA307&dq=Convertidor%20analogicos%20a%20digitales&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjY0cSm7IjqAhWxsDEKHQExCSIQ6AEwAXoECAEQAg#v=onepage&q&f=false)

- Llauce, A. (2018). *Diseño de Sistema Scada para mejorar el control de oxígeno medicinal de un Hospital Categoría III-1 – Chiclayo, 2018* (Tesis de pregrado). Universidad César Vallejo, Chiclayo, Perú. Recuperado de: [https://repositorio.ucv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12692/25913/Llauce\\_AAO.pdf?sequence=4&isAllowed=y](https://repositorio.ucv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12692/25913/Llauce_AAO.pdf?sequence=4&isAllowed=y)
- Lozano, C. d. (11 de diciembre de 2012). Introducción a SCADA. Recuperado el 11 de diciembre de 2012, de Introducción a SCADA: <http://www.uco.es/investiga/grupos/eatco/automatica/i hm/descargar/scada.pdf>
- Narváez, R., y Valverde, M. (2021). *Diseño de un prototipo electrónico de bajo costo y reducidas dimensiones que permita la adquisición, procesamiento y visualización de señales cardiacas* (Tesis de pregrado). Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. Recuperado de: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/20124/1/UPS-CT009048.pdf>
- Navarrete, V. (2020). *Diseño de sistema de control automatizado y utilización de software para la monitorización remota de equipos de refrigeración industrial de bajo costo, en la industria de conservación de medicamentos* (Tesis de pregrado). Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Guayaquil, Ecuador. Recuperado de: <http://201.159.223.180/bitstream/3317/14715/1/T-UCSG-PRE-TEC-IECA-122.pdf>



## **ANEXOS**

### Anexo 1: Matriz de consistencia

| PROBLEMAS  | OBJETIVOS  | HIPOTESIS  | VARIABLES                                  | DIMENSIONES  | INDICADORES   | METODO Y TECNICAS  |
|--|--|--|--|--|---|--|
| <p><b>Problema General</b></p> <p>¿Cómo el sistema SCADA se relaciona con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020?</p>   | <p><b>Objetivos General</b></p> <p>Conocer el sistema SCADA y su relación con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.</p>   | <p><b>Hipótesis General</b></p> <p>El sistema SCADA se relaciona significativamente con las señales cardiacas de los pacientes del Área de cardiografía en el hospital de emergencia Villa el Salvador 2020.</p>   | <p>(X)</p> <p><b>Sistema SCADA</b></p>     | <p><b>X.1.-</b> Tipos de sistemas</p> <p><b>X.2.-</b> Partes de un sistema SCADA</p> <p><b>X.3.-</b> Aislamiento eléctrico</p> <p><b>X.4.-</b> Amplificación bioeléctrica</p> <p><b>X.5.-</b> Desarrollo de una HMI con una GLCD</p> <p><b>X.6.-</b> Convertidor analogico – digital (ADC)</p> | <p><b>X.1.1.-</b> Sistemas SCADA abiertos</p> <p><b>X.1.2.-</b> Sistemas SCADA comerciales</p> <p><b>X.2.1.-</b> Unidades Terminales Maestras</p> <p><b>X.2.2.-</b> Unidades Terminales Remotas</p> <p><b>X.3.1.-</b> Red de Wilson</p> <p><b>X.3.2.-</b> Apantallamiento y electrodo de la pierna</p> <p><b>X.4.1.-</b> INA128P</p> <p><b>X.4.2.-</b> AD620AN</p> <p><b>X.5.1.-</b> Filtro digital</p> <p><b>X.5.2.-</b> Detector de QRS</p> <p><b>X.5.3.-</b> Visualizacion de la señal ecg en la pantalla grafica (GLCD)</p> <p><b>X.6.1.-</b> Tarjeta de adquisición de datos NI-USB 6009</p> | <p><b>Población</b> = 54</p> <p><b>Muestra</b> = 54</p> <p><b>Método:</b> Científico.</p> <p><b>Técnicas :</b></p> <p><b>Para el acopio de Datos:</b><br/>La observación<br/>Encuesta<br/>Análisis Documental y Bibliográfica.</p> <p><b>Instrumentos de recolección de datos:</b><br/>Guía de observación.<br/>Cuestionario.<br/>Análisis de contenido y Fichas.</p> <p><b>Para el Procesamiento de datos.</b><br/>Consistenciación, Codificación<br/>Tabulación de datos.</p> <p><b>Técnicas para el análisis e interpretación de datos.</b><br/>Paquete estadístico SPSS 25.0<br/>Estadística descriptiva para cada variable.</p> |
| <p><b>Problemas Específicos</b></p> <p>1. ¿Cómo los tipos de sistemas se relacionan con las señales cardiacas?</p> <p>2. ¿Cómo las partes -de un sistema SCADA se relacionan con las señales cardiacas?</p> <p>3. ¿Cómo el aislamiento eléctrico se relaciona con las señales cardiacas?</p> | <p><b>Objetivos Específicos</b></p> <p>1. Conocer los tipos de sistemas y su relación con las señales cardiacas.</p> <p>2. Conocer las partes de un sistema SCADA y su relación con las señales cardiacas.</p> <p>3. Conocer el aislamiento eléctrico y su relación con las señales cardiacas.</p> | <p><b>Hipótesis Específicos</b></p> <p>1. Los tipos de sistemas se relacionan significativamente con las señales cardiacas.</p> <p>2. Las partes de un sistema SCADA se relacionan significativamente con las señales cardiacas.</p> <p>3. El aislamiento eléctrico se relaciona significativamente con las señales cardiacas.</p> | <p>(Y)</p> <p><b>Señales cardiacas</b></p> | <p><b>Y.1.-</b> Frecuencias cardiaca</p> <p><b>Y.2.-</b> Electrocardiógrafo</p> <p><b>Y.3.-</b> Electrodos</p>   | <p><b>Y.1.1.-</b> Frecuencia cardiaca máxima</p> <p><b>Y.1.2.-</b> Frecuencia cardiaca de reposo</p> <p><b>Y.1.3.-</b> Frecuencia cardiaca de reserva</p> <p><b>Y.1.4.-</b> Frecuencia cardiaca de entrenamiento</p> <p><b>Y.2.1.-</b> Electrocardiograma</p> <p><b>Y.2.2.-</b> Interpretación de un Electrocardiograma</p> <p><b>Y.3.1.-</b> Polarizacion de los electrodos</p> <p><b>Y.3.2.-</b> Electrodos no polarizables</p> <p><b>Y.3.3.-</b> Electrodos superficiales</p>  | <p><b>Para presentación de datos</b><br/>Cuadros, gráficos y figuras estadísticas.</p> <p><b>Para el informe final:</b><br/>Tipo de Investigación: Básica</p> <p><b>Diseño de Investigación</b><br/>Esquema propuesto por la EPII.<br/><b>UNJFSC.</b><br/>Descriptiva Correlacional<br/>Transeccional.</p>    |

|  |   |  |  |  |  |  |
|--|---|--|--|--|--|--|
| <p>4. ¿Cómo la amplificación bioeléctrica se relaciona con las señales cardíacas?</p> <p>5. ¿Cómo el desarrollo de una HMI con una GLCD se relaciona con las señales cardíacas?</p> <p>6. ¿Cómo el convertidor analógico – digital (ADC) se relaciona con las señales cardíacas?</p> | <p>4. Conocer la amplificación bioeléctrica y su relación con las señales cardíacas.</p> <p>5. Conocer el desarrollo de una HMI con una GLCD y su relación con las señales cardíacas.</p> <p>6. Conocer el convertidor analógico – digital (ADC) y su relación con las señales cardíacas.</p> | <p>4. La amplificación bioeléctrica se relaciona significativamente con las señales cardíacas</p> <p>5. El desarrollo de una HMI con una GLCD relaciona significativamente con las señales cardíacas.</p> <p>6. El convertidor analógico – digital (ADC) relaciona significativamente con las señales cardíacas.</p> |  |  |  |  |
|--|---|--|--|--|--|--|



## Anexo 2: Confiabilidad de Alfa Cronbach

### CONFIABILIDAD

#### FORMULACIÓN

El alfa de Cronbach no deja de ser una media ponderada de las correlaciones entre las variables (o ítems) que forman parte de la escala. Puede calcularse de dos formas: a partir de las varianzas o de las correlaciones de los ítems. Hay que advertir que ambas fórmulas son versiones de esta y que pueden deducirse la una de la otra.

#### **A partir de las varianzas**

A partir de las varianzas, el alfa de Cronbach se calcula así:

$$\alpha = \left[ \frac{K}{K-1} \right] \left[ 1 - \frac{\sum_{i=1}^K S_i^2}{S_t^2} \right],$$

donde

- $S_i^2$  es la varianza del ítem  $i$ ,
- $S_t^2$  es la varianza de la suma de todos los ítems y
- $K$  es el número de preguntas o ítems.

#### **A partir de las correlaciones entre los ítems**

A partir de las correlaciones entre los ítems, el alfa de Cronbach se calcula así:

$$\alpha = \frac{np}{1 + p(n-1)},$$

donde

- $n$  es el número de ítems y
- $p$  es el promedio de las correlaciones lineales entre cada uno de los ítems.

#### Midiendo los ítems del cuestionario

#### **Estadísticos de fiabilidad**

| Alfa de Cronbach | N de elementos |
|------------------|----------------|
| ,896             | 21             |

Anexo 3: Tabla de datos

| N  | Sistema SCADA     |   |    |                            |   |   |    |                       |   |   |    |                            |   |   |    |                                    |   |    |    |    |                                       |    |    |       | ST1 | X     |
|----|-------------------|---|----|----------------------------|---|---|----|-----------------------|---|---|----|----------------------------|---|---|----|------------------------------------|---|----|----|----|---------------------------------------|----|----|-------|-----|-------|
|    | Tipos de sistemas |   |    | Partes de un sistema SCADA |   |   |    | Aislamiento eléctrico |   |   |    | Amplificación bioeléctrica |   |   |    | Desarrollo de una HMI con una GLCD |   |    |    |    | Convertidor analógico – digital (ADC) |    |    |       |     |       |
|    | 1                 | 2 | S1 | D1                         | 3 | 4 | S2 | D2                    | 5 | 6 | S3 | D3                         | 7 | 8 | S4 | D4                                 | 9 | 10 | 11 | S5 | D5                                    | 12 | S5 | D6    |     |       |
| 1  | 1                 | 3 | 4  | Bajo                       | 1 | 4 | 5  | Bajo                  | 3 | 2 | 5  | Bajo                       | 5 | 1 | 6  | Medio                              | 3 | 1  | 4  | 8  | Medio                                 | 4  | 4  | Medio | 28  | Bajo  |
| 2  | 3                 | 3 | 6  | Medio                      | 2 | 5 | 7  | Medio                 | 1 | 5 | 6  | Medio                      | 3 | 4 | 7  | Medio                              | 1 | 2  | 2  | 5  | Bajo                                  | 5  | 5  | Alto  | 31  | Medio |
| 3  | 4                 | 2 | 6  | Medio                      | 5 | 1 | 6  | Medio                 | 3 | 2 | 5  | Bajo                       | 5 | 5 | 10 | Alto                               | 2 | 5  | 1  | 8  | Medio                                 | 1  | 1  | Bajo  | 35  | Medio |
| 4  | 5                 | 5 | 10 | Alto                       | 5 | 5 | 10 | Alto                  | 5 | 3 | 8  | Medio                      | 5 | 4 | 9  | Alto                               | 2 | 5  | 5  | 12 | Alto                                  | 5  | 5  | Alto  | 49  | Alto  |
| 5  | 2                 | 3 | 5  | Bajo                       | 2 | 3 | 5  | Bajo                  | 2 | 3 | 5  | Bajo                       | 4 | 4 | 8  | Medio                              | 4 | 2  | 3  | 9  | Medio                                 | 3  | 3  | Medio | 32  | Medio |
| 6  | 3                 | 4 | 7  | Medio                      | 3 | 5 | 8  | Alto                  | 4 | 4 | 8  | Medio                      | 3 | 2 | 5  | Bajo                               | 3 | 3  | 5  | 11 | Medio                                 | 5  | 5  | Alto  | 39  | Medio |
| 7  | 1                 | 2 | 3  | Bajo                       | 1 | 2 | 3  | Bajo                  | 3 | 3 | 6  | Medio                      | 2 | 5 | 7  | Medio                              | 2 | 1  | 2  | 5  | Bajo                                  | 2  | 2  | Bajo  | 24  | Bajo  |
| 8  | 3                 | 4 | 7  | Medio                      | 3 | 4 | 7  | Medio                 | 4 | 2 | 6  | Medio                      | 2 | 4 | 6  | Medio                              | 2 | 3  | 4  | 9  | Medio                                 | 4  | 4  | Medio | 35  | Medio |
| 9  | 2                 | 2 | 4  | Bajo                       | 2 | 2 | 4  | Bajo                  | 2 | 5 | 7  | Medio                      | 1 | 2 | 3  | Bajo                               | 1 | 2  | 2  | 5  | Bajo                                  | 2  | 2  | Bajo  | 23  | Bajo  |
| 10 | 5                 | 3 | 8  | Medio                      | 5 | 3 | 8  | Alto                  | 2 | 2 | 4  | Bajo                       | 3 | 4 | 7  | Medio                              | 3 | 5  | 3  | 11 | Medio                                 | 3  | 3  | Medio | 38  | Medio |
| 11 | 3                 | 1 | 4  | Bajo                       | 3 | 1 | 4  | Bajo                  | 1 | 3 | 4  | Bajo                       | 2 | 4 | 6  | Medio                              | 2 | 3  | 1  | 6  | Bajo                                  | 1  | 1  | Bajo  | 24  | Bajo  |
| 12 | 1                 | 5 | 6  | Medio                      | 1 | 5 | 6  | Medio                 | 3 | 5 | 8  | Medio                      | 3 | 1 | 4  | Bajo                               | 3 | 1  | 2  | 6  | Bajo                                  | 5  | 5  | Alto  | 30  | Medio |
| 13 | 2                 | 2 | 4  | Bajo                       | 2 | 2 | 4  | Bajo                  | 2 | 3 | 5  | Bajo                       | 3 | 3 | 6  | Medio                              | 4 | 2  | 2  | 8  | Medio                                 | 2  | 2  | Bajo  | 27  | Bajo  |
| 14 | 3                 | 2 | 5  | Bajo                       | 3 | 2 | 5  | Bajo                  | 4 | 1 | 5  | Bajo                       | 5 | 5 | 10 | Alto                               | 2 | 3  | 2  | 7  | Bajo                                  | 2  | 2  | Bajo  | 32  | Medio |
| 15 | 4                 | 3 | 7  | Medio                      | 4 | 3 | 7  | Medio                 | 3 | 2 | 5  | Bajo                       | 2 | 4 | 6  | Medio                              | 3 | 4  | 3  | 10 | Medio                                 | 3  | 3  | Medio | 35  | Medio |
| 16 | 5                 | 5 | 10 | Alto                       | 5 | 5 | 10 | Alto                  | 5 | 5 | 10 | Alto                       | 5 | 4 | 9  | Alto                               | 2 | 5  | 5  | 12 | Alto                                  | 5  | 5  | Alto  | 51  | Alto  |
| 17 | 3                 | 2 | 5  | Bajo                       | 3 | 2 | 5  | Bajo                  | 3 | 3 | 6  | Medio                      | 3 | 2 | 5  | Bajo                               | 2 | 3  | 2  | 7  | Bajo                                  | 2  | 2  | Bajo  | 28  | Bajo  |
| 18 | 2                 | 3 | 5  | Bajo                       | 2 | 3 | 5  | Bajo                  | 2 | 2 | 4  | Bajo                       | 1 | 4 | 5  | Bajo                               | 1 | 2  | 3  | 6  | Bajo                                  | 3  | 3  | Medio | 25  | Bajo  |
| 19 | 3                 | 4 | 7  | Medio                      | 3 | 4 | 7  | Medio                 | 2 | 4 | 6  | Medio                      | 2 | 2 | 4  | Bajo                               | 3 | 1  | 4  | 8  | Medio                                 | 4  | 4  | Medio | 32  | Medio |

|    |   |   |    |       |   |   |    |       |   |   |    |       |   |   |    |       |   |   |   |    |       |   |   |       |    |       |
|----|---|---|----|-------|---|---|----|-------|---|---|----|-------|---|---|----|-------|---|---|---|----|-------|---|---|-------|----|-------|
| 20 | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 1 | 2 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 2 | Bajo  | 20 | Bajo  |
| 21 | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 3 | 3 | 6  | Medio | 2 | 5 | 7  | Medio | 3 | 3 | 2 | 8  | Medio | 2 | 2 | Bajo  | 31 | Medio |
| 22 | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 4 | 9  | Alto  | 2 | 5 | 5 | 12 | Alto  | 5 | 5 | Alto  | 51 | Alto  |
| 23 | 1 | 3 | 4  | Bajo  | 1 | 3 | 4  | Bajo  | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 4 | 2 | 6  | Medio | 3 | 1 | 3 | 7  | Bajo  | 3 | 3 | Medio | 26 | Bajo  |
| 24 | 4 | 3 | 7  | Medio | 4 | 3 | 7  | Medio | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 5 | 1 | 6  | Medio | 3 | 1 | 4 | 8  | Medio | 3 | 3 | Medio | 33 | Medio |
| 25 | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 1 | 5 | 6  | Medio | 3 | 4 | 7  | Medio | 1 | 2 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 2 | Bajo  | 26 | Bajo  |
| 26 | 5 | 1 | 6  | Medio | 5 | 1 | 6  | Medio | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 2 | 5 | 1 | 8  | Medio | 1 | 1 | Bajo  | 35 | Medio |
| 27 | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 3 | 8  | Medio | 5 | 4 | 9  | Alto  | 2 | 5 | 5 | 12 | Alto  | 5 | 5 | Alto  | 49 | Alto  |
| 28 | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 4 | 4 | 8  | Medio | 4 | 2 | 3 | 9  | Medio | 3 | 3 | Medio | 32 | Medio |
| 29 | 3 | 5 | 8  | Medio | 3 | 5 | 8  | Alto  | 4 | 4 | 8  | Medio | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 3 | 3 | 5 | 11 | Medio | 5 | 5 | Alto  | 40 | Medio |
| 30 | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 3 | 3 | 6  | Medio | 2 | 5 | 7  | Medio | 2 | 1 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 2 | Bajo  | 24 | Bajo  |
| 31 | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 4 | 7  | Medio | 4 | 2 | 6  | Medio | 2 | 4 | 6  | Medio | 2 | 3 | 4 | 9  | Medio | 4 | 4 | Medio | 35 | Medio |
| 32 | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 1 | 2 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 2 | Bajo  | 20 | Bajo  |
| 33 | 5 | 3 | 8  | Medio | 5 | 3 | 8  | Alto  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 5 | 3 | 11 | Medio | 3 | 3 | Medio | 38 | Medio |
| 34 | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 4 | 7  | Medio | 1 | 3 | 4  | Bajo  | 2 | 4 | 6  | Medio | 2 | 3 | 1 | 6  | Bajo  | 4 | 4 | Medio | 30 | Medio |
| 35 | 1 | 4 | 5  | Bajo  | 1 | 4 | 5  | Bajo  | 3 | 5 | 8  | Medio | 3 | 1 | 4  | Bajo  | 3 | 1 | 2 | 6  | Bajo  | 4 | 4 | Medio | 28 | Bajo  |
| 36 | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 3 | 3 | 6  | Medio | 4 | 2 | 2 | 8  | Medio | 2 | 2 | Bajo  | 27 | Bajo  |
| 37 | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 4 | 7  | Medio | 4 | 1 | 5  | Bajo  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 2 | 3 | 2 | 7  | Bajo  | 4 | 4 | Medio | 36 | Medio |
| 38 | 4 | 3 | 7  | Medio | 4 | 3 | 7  | Medio | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 4 | 6  | Medio | 3 | 4 | 3 | 10 | Medio | 3 | 3 | Medio | 35 | Medio |
| 39 | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 4 | 9  | Alto  | 2 | 5 | 5 | 12 | Alto  | 5 | 5 | Alto  | 51 | Alto  |
| 40 | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 3 | 6  | Medio | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 3 | 2 | 7  | Bajo  | 4 | 4 | Medio | 32 | Medio |
| 41 | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 1 | 4 | 5  | Bajo  | 1 | 2 | 3 | 6  | Bajo  | 3 | 3 | Medio | 25 | Bajo  |
| 42 | 1 | 4 | 5  | Bajo  | 1 | 4 | 5  | Bajo  | 2 | 4 | 6  | Medio | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 3 | 1 | 4 | 8  | Medio | 4 | 4 | Medio | 28 | Bajo  |
| 43 | 2 | 4 | 6  | Medio | 2 | 4 | 6  | Medio | 2 | 2 | 4  | Bajo  | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 1 | 2 | 2 | 5  | Bajo  | 4 | 4 | Medio | 24 | Bajo  |
| 44 | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 3 | 6  | Medio | 2 | 5 | 7  | Medio | 3 | 3 | 2 | 8  | Medio | 4 | 4 | Medio | 35 | Medio |
| 45 | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 5 | 4 | 9  | Alto  | 2 | 5 | 5 | 12 | Alto  | 5 | 5 | Alto  | 51 | Alto  |
| 46 | 1 | 3 | 4  | Bajo  | 1 | 3 | 4  | Bajo  | 2 | 3 | 5  | Bajo  | 4 | 2 | 6  | Medio | 3 | 1 | 3 | 7  | Bajo  | 3 | 3 | Medio | 26 | Bajo  |
| 47 | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 3 | 3 | 6  | Medio | 2 | 5 | 7  | Medio | 2 | 1 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 2 | Bajo  | 24 | Bajo  |

|    |   |   |   |       |   |   |   |       |   |   |   |       |   |   |    |       |   |   |   |    |       |   |   |       |    |       |
|----|---|---|---|-------|---|---|---|-------|---|---|---|-------|---|---|----|-------|---|---|---|----|-------|---|---|-------|----|-------|
| 48 | 3 | 4 | 7 | Medio | 3 | 4 | 7 | Medio | 4 | 2 | 6 | Medio | 2 | 4 | 6  | Medio | 2 | 3 | 4 | 9  | Medio | 4 | 4 | Medio | 35 | Medio |
| 49 | 3 | 2 | 5 | Bajo  | 3 | 2 | 5 | Bajo  | 1 | 2 | 3 | Bajo  | 5 | 1 | 6  | Medio | 1 | 4 | 1 | 6  | Bajo  | 2 | 2 | Bajo  | 25 | Bajo  |
| 50 | 5 | 1 | 6 | Medio | 5 | 1 | 6 | Medio | 1 | 5 | 6 | Medio | 3 | 4 | 7  | Medio | 3 | 2 | 3 | 8  | Medio | 1 | 1 | Bajo  | 33 | Medio |
| 51 | 2 | 3 | 5 | Bajo  | 2 | 3 | 5 | Bajo  | 3 | 2 | 5 | Bajo  | 5 | 5 | 10 | Alto  | 3 | 1 | 3 | 7  | Bajo  | 3 | 3 | Medio | 32 | Medio |
| 52 | 4 | 1 | 5 | Bajo  | 4 | 1 | 5 | Bajo  | 5 | 3 | 8 | Medio | 1 | 2 | 3  | Bajo  | 2 | 2 | 3 | 7  | Bajo  | 1 | 1 | Bajo  | 28 | Bajo  |
| 53 | 2 | 3 | 5 | Bajo  | 2 | 3 | 5 | Bajo  | 2 | 3 | 5 | Bajo  | 4 | 4 | 8  | Medio | 4 | 3 | 5 | 12 | Alto  | 3 | 3 | Medio | 35 | Medio |
| 54 | 3 | 4 | 7 | Medio | 3 | 4 | 7 | Medio | 4 | 4 | 8 | Medio | 3 | 2 | 5  | Bajo  | 2 | 5 | 2 | 9  | Medio | 4 | 4 | Medio | 36 | Medio |

| Señales cardiacas |                       |    |    |    |    |       |                    |    |    |       |            |    |    |    |       |     |       |
|-------------------|-----------------------|----|----|----|----|-------|--------------------|----|----|-------|------------|----|----|----|-------|-----|-------|
| N                 | Frecuencias cardiacas |    |    |    |    |       | Electrocardiografo |    |    |       | Electrodos |    |    |    |       | ST2 | Y     |
|                   | 13                    | 14 | 15 | 16 | S1 | D1    | 17                 | 18 | S2 | D2    | 19         | 20 | 21 | S3 | D3    |     |       |
| 1                 | 1                     | 4  | 3  | 3  | 11 | Medio | 3                  | 2  | 5  | Bajo  | 3          | 2  | 1  | 6  | Bajo  | 22  | Medio |
| 2                 | 2                     | 2  | 4  | 5  | 13 | Medio | 4                  | 3  | 7  | Medio | 1          | 4  | 3  | 8  | Medio | 28  | Medio |
| 3                 | 5                     | 1  | 2  | 2  | 10 | Bajo  | 2                  | 3  | 5  | Bajo  | 1          | 2  | 3  | 6  | Bajo  | 21  | Bajo  |
| 4                 | 5                     | 5  | 5  | 4  | 19 | Alto  | 5                  | 5  | 10 | Alto  | 5          | 4  | 2  | 11 | Medio | 40  | Alto  |
| 5                 | 2                     | 3  | 2  | 2  | 9  | Bajo  | 3                  | 3  | 6  | Medio | 2          | 4  | 4  | 10 | Medio | 25  | Medio |
| 6                 | 3                     | 5  | 3  | 3  | 14 | Medio | 1                  | 4  | 5  | Bajo  | 4          | 2  | 2  | 8  | Medio | 27  | Medio |
| 7                 | 1                     | 2  | 3  | 2  | 8  | Bajo  | 3                  | 2  | 5  | Bajo  | 3          | 5  | 4  | 12 | Alto  | 25  | Medio |
| 8                 | 3                     | 4  | 5  | 1  | 13 | Medio | 4                  | 3  | 7  | Medio | 4          | 5  | 3  | 12 | Alto  | 32  | Medio |
| 9                 | 2                     | 2  | 2  | 3  | 9  | Bajo  | 2                  | 1  | 3  | Bajo  | 2          | 2  | 3  | 7  | Bajo  | 19  | Bajo  |
| 10                | 5                     | 3  | 3  | 3  | 14 | Medio | 2                  | 2  | 4  | Bajo  | 2          | 5  | 5  | 12 | Alto  | 30  | Medio |
| 11                | 3                     | 1  | 2  | 5  | 11 | Medio | 3                  | 3  | 6  | Medio | 1          | 5  | 2  | 8  | Medio | 25  | Medio |
| 12                | 1                     | 2  | 3  | 2  | 8  | Bajo  | 2                  | 3  | 5  | Bajo  | 3          | 4  | 5  | 12 | Alto  | 25  | Medio |
| 13                | 2                     | 2  | 2  | 2  | 8  | Bajo  | 1                  | 5  | 6  | Medio | 2          | 3  | 2  | 7  | Bajo  | 21  | Bajo  |

|    |   |   |   |   |           |       |   |   |           |       |   |   |   |           |       |           |       |
|----|---|---|---|---|-----------|-------|---|---|-----------|-------|---|---|---|-----------|-------|-----------|-------|
| 14 | 3 | 2 | 1 | 1 | <b>7</b>  | Bajo  | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 4 | 4 | 5 | <b>13</b> | Alto  | <b>25</b> | Medio |
| 15 | 4 | 3 | 3 | 3 | <b>13</b> | Medio | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 3 | 5 | 2 | <b>10</b> | Medio | <b>28</b> | Medio |
| 16 | 5 | 5 | 5 | 4 | <b>19</b> | Alto  | 5 | 5 | <b>10</b> | Alto  | 5 | 4 | 5 | <b>14</b> | Alto  | <b>43</b> | Alto  |
| 17 | 3 | 2 | 4 | 2 | <b>11</b> | Medio | 2 | 2 | <b>4</b>  | Bajo  | 3 | 4 | 2 | <b>9</b>  | Medio | <b>24</b> | Medio |
| 18 | 2 | 3 | 3 | 4 | <b>12</b> | Medio | 2 | 3 | <b>5</b>  | Bajo  | 2 | 2 | 3 | <b>7</b>  | Bajo  | <b>24</b> | Medio |
| 19 | 1 | 4 | 2 | 3 | <b>10</b> | Bajo  | 5 | 3 | <b>8</b>  | Medio | 2 | 5 | 3 | <b>10</b> | Medio | <b>28</b> | Medio |
| 20 | 2 | 2 | 2 | 3 | <b>9</b>  | Bajo  | 2 | 1 | <b>3</b>  | Bajo  | 2 | 2 | 5 | <b>9</b>  | Medio | <b>21</b> | Bajo  |
| 21 | 3 | 2 | 5 | 1 | <b>11</b> | Medio | 3 | 3 | <b>6</b>  | Medio | 3 | 1 | 2 | <b>6</b>  | Bajo  | <b>23</b> | Medio |
| 22 | 1 | 4 | 3 | 3 | <b>11</b> | Medio | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 5 | 4 | 1 | <b>10</b> | Medio | <b>26</b> | Medio |
| 23 | 2 | 2 | 4 | 5 | <b>13</b> | Medio | 1 | 1 | <b>2</b>  | Bajo  | 2 | 1 | 3 | <b>6</b>  | Bajo  | <b>21</b> | Bajo  |
| 24 | 1 | 4 | 3 | 3 | <b>11</b> | Medio | 3 | 4 | <b>7</b>  | Medio | 3 | 4 | 1 | <b>8</b>  | Medio | <b>26</b> | Medio |
| 25 | 2 | 2 | 4 | 5 | <b>13</b> | Medio | 1 | 1 | <b>2</b>  | Bajo  | 1 | 1 | 3 | <b>5</b>  | Bajo  | <b>20</b> | Bajo  |
| 26 | 5 | 1 | 2 | 2 | <b>10</b> | Bajo  | 2 | 3 | <b>5</b>  | Bajo  | 3 | 5 | 3 | <b>11</b> | Medio | <b>26</b> | Medio |
| 27 | 5 | 5 | 5 | 4 | <b>19</b> | Alto  | 5 | 5 | <b>10</b> | Alto  | 5 | 4 | 2 | <b>11</b> | Medio | <b>40</b> | Alto  |
| 28 | 2 | 3 | 2 | 2 | <b>9</b>  | Bajo  | 3 | 3 | <b>6</b>  | Medio | 2 | 4 | 4 | <b>10</b> | Medio | <b>25</b> | Medio |
| 29 | 3 | 5 | 3 | 3 | <b>14</b> | Medio | 1 | 4 | <b>5</b>  | Bajo  | 4 | 2 | 2 | <b>8</b>  | Medio | <b>27</b> | Medio |
| 30 | 1 | 2 | 3 | 2 | <b>8</b>  | Bajo  | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 3 | 5 | 4 | <b>12</b> | Alto  | <b>25</b> | Medio |
| 31 | 3 | 4 | 5 | 1 | <b>13</b> | Medio | 4 | 3 | <b>7</b>  | Medio | 4 | 5 | 3 | <b>12</b> | Alto  | <b>32</b> | Medio |
| 32 | 2 | 2 | 2 | 3 | <b>9</b>  | Bajo  | 2 | 1 | <b>3</b>  | Bajo  | 2 | 2 | 3 | <b>7</b>  | Bajo  | <b>19</b> | Bajo  |
| 33 | 5 | 3 | 3 | 3 | <b>14</b> | Medio | 2 | 2 | <b>4</b>  | Bajo  | 2 | 5 | 5 | <b>12</b> | Alto  | <b>30</b> | Medio |
| 34 | 3 | 1 | 2 | 5 | <b>11</b> | Medio | 3 | 3 | <b>6</b>  | Medio | 1 | 5 | 2 | <b>8</b>  | Medio | <b>25</b> | Medio |
| 35 | 1 | 2 | 3 | 2 | <b>8</b>  | Bajo  | 2 | 3 | <b>5</b>  | Bajo  | 3 | 4 | 5 | <b>12</b> | Alto  | <b>25</b> | Medio |
| 36 | 2 | 2 | 2 | 2 | <b>8</b>  | Bajo  | 1 | 5 | <b>6</b>  | Medio | 2 | 3 | 2 | <b>7</b>  | Bajo  | <b>21</b> | Bajo  |
| 37 | 3 | 2 | 1 | 1 | <b>7</b>  | Bajo  | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 4 | 4 | 5 | <b>13</b> | Alto  | <b>25</b> | Medio |
| 38 | 4 | 3 | 3 | 3 | <b>13</b> | Medio | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 3 | 5 | 2 | <b>10</b> | Medio | <b>28</b> | Medio |
| 39 | 5 | 5 | 5 | 4 | <b>19</b> | Alto  | 5 | 5 | <b>10</b> | Alto  | 5 | 4 | 5 | <b>14</b> | Alto  | <b>43</b> | Alto  |
| 40 | 3 | 2 | 4 | 2 | <b>11</b> | Medio | 2 | 2 | <b>4</b>  | Bajo  | 3 | 4 | 2 | <b>9</b>  | Medio | <b>24</b> | Medio |
| 41 | 2 | 3 | 3 | 4 | <b>12</b> | Medio | 2 | 3 | <b>5</b>  | Bajo  | 2 | 2 | 3 | <b>7</b>  | Bajo  | <b>24</b> | Medio |

|    |   |   |   |   |           |       |   |   |           |       |   |   |   |           |       |           |       |
|----|---|---|---|---|-----------|-------|---|---|-----------|-------|---|---|---|-----------|-------|-----------|-------|
| 42 | 1 | 4 | 2 | 3 | <b>10</b> | Bajo  | 5 | 3 | <b>8</b>  | Medio | 2 | 5 | 3 | <b>10</b> | Medio | <b>28</b> | Medio |
| 43 | 2 | 2 | 2 | 3 | <b>9</b>  | Bajo  | 2 | 1 | <b>3</b>  | Bajo  | 2 | 2 | 5 | <b>9</b>  | Medio | <b>21</b> | Bajo  |
| 44 | 3 | 2 | 5 | 1 | <b>11</b> | Medio | 3 | 3 | <b>6</b>  | Medio | 3 | 1 | 2 | <b>6</b>  | Bajo  | <b>23</b> | Medio |
| 45 | 1 | 4 | 3 | 3 | <b>11</b> | Medio | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 5 | 4 | 1 | <b>10</b> | Medio | <b>26</b> | Medio |
| 46 | 2 | 2 | 4 | 5 | <b>13</b> | Medio | 1 | 1 | <b>2</b>  | Bajo  | 2 | 1 | 3 | <b>6</b>  | Bajo  | <b>21</b> | Bajo  |
| 47 | 1 | 2 | 3 | 2 | <b>8</b>  | Bajo  | 3 | 2 | <b>5</b>  | Bajo  | 3 | 5 | 4 | <b>12</b> | Alto  | <b>25</b> | Medio |
| 48 | 3 | 4 | 5 | 1 | <b>13</b> | Medio | 4 | 3 | <b>7</b>  | Medio | 4 | 5 | 3 | <b>12</b> | Alto  | <b>32</b> | Medio |
| 49 | 1 | 4 | 3 | 3 | <b>11</b> | Medio | 4 | 2 | <b>6</b>  | Medio | 3 | 4 | 1 | <b>8</b>  | Medio | <b>25</b> | Medio |
| 50 | 2 | 2 | 4 | 5 | <b>13</b> | Medio | 1 | 4 | <b>5</b>  | Bajo  | 1 | 1 | 3 | <b>5</b>  | Bajo  | <b>23</b> | Medio |
| 51 | 5 | 1 | 2 | 2 | <b>10</b> | Bajo  | 2 | 3 | <b>5</b>  | Bajo  | 3 | 5 | 3 | <b>11</b> | Medio | <b>26</b> | Medio |
| 52 | 5 | 5 | 5 | 4 | <b>19</b> | Alto  | 5 | 5 | <b>10</b> | Alto  | 5 | 4 | 2 | <b>11</b> | Medio | <b>40</b> | Alto  |
| 53 | 2 | 3 | 2 | 2 | <b>9</b>  | Bajo  | 3 | 3 | <b>6</b>  | Medio | 2 | 4 | 4 | <b>10</b> | Medio | <b>25</b> | Medio |
| 54 | 3 | 5 | 3 | 3 | <b>14</b> | Medio | 1 | 4 | <b>5</b>  | Bajo  | 4 | 2 | 2 | <b>8</b>  | Medio | <b>27</b> | Medio |



## Anexo 4:: Datasheet del Microcontrolador 16F877A



# PIC16F87XA

## 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers

### Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873A
- PIC16F874A
- PIC16F876A
- PIC16F877A

### High-Performance RISC CPU:

- Only 35 single-word instructions to learn
- All single-cycle instructions except for program branches, which are two-cycle
- Operating speed: DC – 20 MHz clock input  
DC – 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of Flash Program Memory,  
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM),  
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to other 28-pin or 40/44-pin  
PIC16CXXX and PIC16FXXX microcontrollers

### Peripheral Features:

- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler,  
can be incremented during Sleep via external  
crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period  
register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
  - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
  - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
  - PWM max. resolution is 10-bit
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™  
(Master mode) and I<sup>2</sup>C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver  
Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address  
detection
- Parallel Slave Port (PSP) – 8 bits wide with  
external RD, WR and CS controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for  
Brown-out Reset (BOR)

### Analog Features:

- 10-bit, up to 8-channel Analog-to-Digital  
Converter (A/D)
- Brown-out Reset (BOR)
- Analog Comparator module with:
  - Two analog comparators
  - Programmable on-chip voltage reference  
(VREF) module
  - Programmable input multiplexing from device  
inputs and internal voltage reference
  - Comparator outputs are externally accessible

### Special Microcontroller Features:

- 100,000 erase/write cycle Enhanced Flash  
program memory typical
- 1,000,000 erase/write cycle Data EEPROM  
memory typical
- Data EEPROM Retention > 40 years
- Self-reprogrammable under software control
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™)  
via two pins
- Single-supply 5V In-Circuit Serial Programming
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC  
oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving Sleep mode
- Selectable oscillator options
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins

### CMOS Technology:

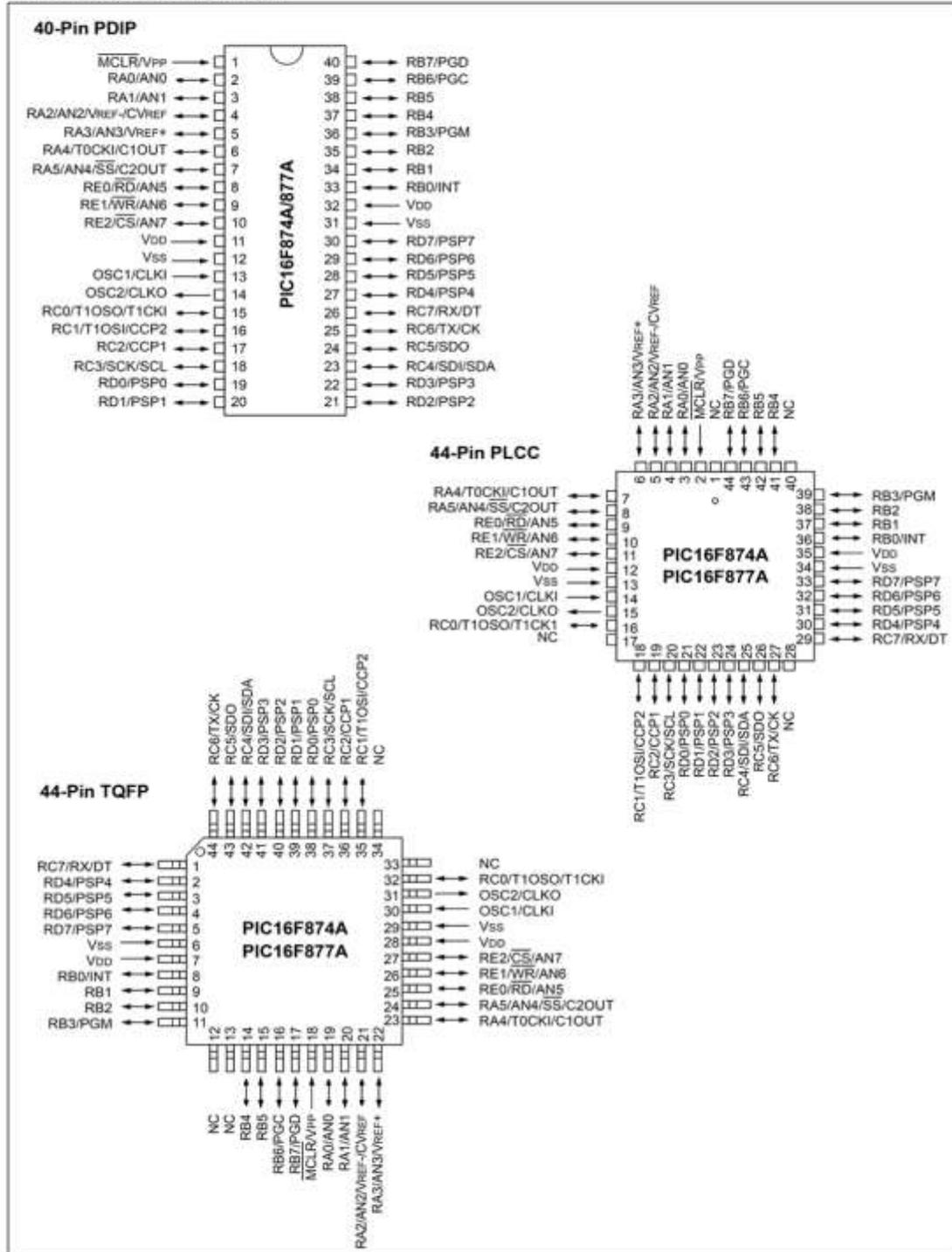
- Low-power, high-speed Flash/EEPROM  
technology
- Fully static design
- Wide operating voltage range (2.0V to 5.5V)
- Commercial and Industrial temperature ranges
- Low-power consumption

| Device     | Program Memory |                               | Data<br>SRAM<br>(Bytes) | EEPROM<br>(Bytes) | I/O | 10-bit<br>A/D (ch) | CCP<br>(PWM) | MSSP |                            | USART | Timers<br>8/16-bit | Comparators |
|------------|----------------|-------------------------------|-------------------------|-------------------|-----|--------------------|--------------|------|----------------------------|-------|--------------------|-------------|
|            | Bytes          | # Single Word<br>Instructions |                         |                   |     |                    |              | SPI  | Master<br>I <sup>2</sup> C |       |                    |             |
| PIC16F873A | 7.2K           | 4096                          | 192                     | 128               | 22  | 5                  | 2            | Yes  | Yes                        | Yes   | 2/1                | 2           |
| PIC16F874A | 7.2K           | 4096                          | 192                     | 128               | 33  | 8                  | 2            | Yes  | Yes                        | Yes   | 2/1                | 2           |
| PIC16F876A | 14.3K          | 8192                          | 368                     | 256               | 22  | 5                  | 2            | Yes  | Yes                        | Yes   | 2/1                | 2           |
| PIC16F877A | 14.3K          | 8192                          | 368                     | 256               | 33  | 8                  | 2            | Yes  | Yes                        | Yes   | 2/1                | 2           |

Anexo 5: PIC16F87XA

PIC16F87XA

Pin Diagrams (Continued)



## Anexo 6: Datasheet integrado MAX232

## MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

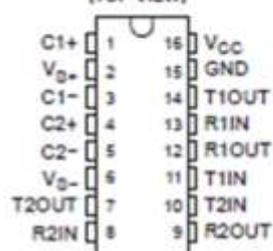
8LLS047L - FEBRUARY 1989 - REVISED MARCH 2004

- Meets or Exceeds TIA/EIA-232-F and ITU Recommendation V.28
- Operates From a Single 5-V Power Supply With 1.0- $\mu$ F Charge-Pump Capacitors
- Operates Up To 120 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- $\pm 30$ -V Input Levels
- Low Supply Current . . . 8 mA Typical
- ESD Protection Exceeds JESD 22 - 2000-V Human-Body Model (A114-A)
- Upgrade With Improved ESD (15-kV HBM) and 0.1- $\mu$ F Charge-Pump Capacitors is Available With the MAX202
- Applications
  - TIA/EIA-232-F, Battery-Powered Systems, Terminals, Modems, and Computers

MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE

MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE

(TOP VIEW)



### description/ordering information

The MAX232 is a dual driver/receiver that includes a capacitive voltage generator to supply TIA/EIA-232-F voltage levels from a single 5-V supply. Each receiver converts TIA/EIA-232-F inputs to 5-V TTL/CMOS levels. These receivers have a typical threshold of 1.3 V, a typical hysteresis of 0.5 V, and can accept  $\pm 30$ -V inputs. Each driver converts TTL/CMOS input levels into TIA/EIA-232-F levels. The driver, receiver, and voltage-generator functions are available as cells in the Texas Instruments LinASIC™ library.

### ORDERING INFORMATION

| TA            | PACKAGE†     |              | ORDERABLE PART NUMBER | TOP-SIDE MARKING |         |
|---------------|--------------|--------------|-----------------------|------------------|---------|
| 0°C to 70°C   | PDIP (N)     | Tube of 25   | MAX232N               | MAX232N          |         |
|               |              | Tube of 40   | MAX232D               | MAX232           |         |
|               | DQIC (D)     | Reel of 2500 | MAX232DR              |                  |         |
|               |              | DQIC (DW)    | Tube of 40            | MAX232DW         | MAX232  |
|               |              |              | Reel of 2000          | MAX232DWR        |         |
| DOP (NS)      | Reel of 2000 | MAX232NDR    | MAX232                |                  |         |
| -40°C to 85°C | PDIP (N)     | Tube of 25   | MAX232IN              | MAX232IN         |         |
|               |              | Tube of 40   | MAX232ID              | MAX232I          |         |
|               | DQIC (D)     | Reel of 2500 | MAX232IDR             |                  |         |
|               |              | DQIC (DW)    | Tube of 40            | MAX232IDW        | MAX232I |
|               |              |              | Reel of 2000          | MAX232IDWR       |         |

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at [www.ti.com/sc/package](http://www.ti.com/sc/package).

Anexo 7: MAX232, MAX2321 DUAL, EIA – 232 DRIVERS/RECEIVERS

**MAX232, MAX2321  
DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS**

91L0047L – FEBRUARY 1989 – REVISED MARCH 2004

**absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†**

|   |                                      |
|---|--------------------------------------|
| Input supply voltage range, $V_{CC}$ (see Note 1)                       | -0.3 V to 6 V                        |
| Positive output supply voltage range, $V_{S+}$                          | $V_{CC} - 0.3$ V to 15 V             |
| Negative output supply voltage range, $V_{S-}$                          | -0.3 V to -15 V                      |
| Input voltage range, $V_I$ : Driver                                     | -0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V           |
| Receiver  | $\pm 30$ V                           |
| Output voltage range, $V_O$ : T1OUT, T2OUT                              | $V_{S-} - 0.3$ V to $V_{S+} + 0.3$ V |
| R1OUT, R2OUT  | -0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V           |
| Short-circuit duration: T1OUT, T2OUT                                    | Unlimited                            |
| Package thermal impedance, $\theta_{JA}$ (see Notes 2 and 3): D package | 73°C/W                               |
| DW package  | 57°C/W                               |
| N package   | 67°C/W                               |
| NS package  | 64°C/W                               |
| Operating virtual junction temperature, $T_J$                           | 150°C                                |
| Storage temperature range, $T_{stg}$                                    | -65°C to 150°C                       |

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES:
1. All voltages are with respect to network GND.
  2. Maximum power dissipation is a function of  $T_J(\text{max})$ ,  $\theta_{JA}$ , and  $T_A$ . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is  $P_D = (T_J(\text{max}) - T_A) / \theta_{JA}$ . Operating at the absolute maximum  $T_J$  of 150°C can affect reliability.
  3. The package thermal impedance is calculated in accordance with JEDEC 51-7.

**recommended operating conditions**

|            |                                       | MIN     | NOM | MAX      | UNIT |
|------------|---------------------------------------|---------|-----|----------|------|
| $V_{CC}$   | Supply voltage                        | 4.5     | 5   | 5.5      | V    |
| $V_{IH}$   | High-level input voltage (T1IN, T2IN) | 2       |     |          | V    |
| $V_{IL}$   | Low-level input voltage (T1IN, T2IN)  |         |     | 0.8      | V    |
| R1IN, R2IN | Receiver input voltage                |         |     | $\pm 30$ | V    |
| $T_A$      | Operating free-air temperature        | MAX232  |     | 70       | °C   |
|            |                                       | MAX2321 | -40 | 85       |      |

**electrical characteristics over recommended ranges of supply voltage and operating free-air temperature (unless otherwise noted) (see Note 4 and Figure 4)**

| PARAMETER               | TEST CONDITIONS  | MIN | TYP <sup>‡</sup> | MAX | UNIT |
|-------------------------|--|-----|------------------|-----|------|
| $I_{CC}$ Supply current | $V_{CC} = 5.5$ V, All outputs open, $T_A = 25^\circ\text{C}$ |     | 8                | 10  | mA   |

‡ All typical values are at  $V_{CC} = 5$  V and  $T_A = 25^\circ\text{C}$ .  
NOTE 4: Test conditions are C1-C4 = 1  $\mu\text{F}$  at  $V_{CC} = 5 \text{ V} \pm 0.5 \text{ V}$ .



## Anexo 8: Datasheet ECG Electrodo BR

### Specifications

| Dimensions                                     |                        |
|--|------------------------|
| Electrode size (W x L in mm)                   | 28 x 20                |
| Skin contact size (W x L in mm)                | 28 x 20                |
| Adhesive area (in mm <sup>2</sup> )            | 503                    |
| Thickness excluding connector/wire (in mm)     | 1                      |
| Sensor   |                        |
| Sensor material                                | Silver/silver chloride |
| Gel system                                     | Solid gel              |
| Sensor area (in mm <sup>2</sup> )              | 503                    |
| Gel area/measuring area (in mm <sup>2</sup> )  | 503                    |
| Electrical data                                |                        |
| AC impedance - typical                         | 350 Ω                  |
| DC offset voltage - typical                    | 0.6 mV                 |
| Defibrillation overload recovery - typical     | 13.6 mV                |
| Rate of change of polarization potential       | 0.5 mV/s               |
| Combined offset instability and internal noise | < 90 μV                |
| Bias current tolerance (over 8 hours)          | < 30 nV                |

| Environment                                  |           |
|--|-----------|
| PVC-free electrode                           | No        |
| Electrode not made with natural rubber latex |           |
| PVC-free lead wire                           | No        |
| Wire not made with natural rubber latex      |           |
| PVC-free packaging                           | Yes       |
| X-Ray & MRI                                  |           |
| Radiolucent                                  | Yes       |
| MRI Conditional                              | No        |
| Shelf life                                   |           |
| In opened pouches                            | 1 month   |
| Unopened pouches*                            | 18 months |

\*from date of production

### Connectors



A = 4 mm connector



K = 1.5 mm connector



F = 3 mm connector

### Materials

| Electrode               |                                  |
|-------------------------|----------------------------------|
| Bio-compatible          | Yes                              |
| Sensor                  | Silver/silver chloride (Ag/AgCl) |
| Sponge                  | -                                |
| Outer carrier           | Carbon-filled polyvinyl chloride |
| Outer adhesive          | Solid gel                        |
| Inner carrier (if any)  | -                                |
| Inner adhesive (if any) | -                                |
| Upper part              | Non-woven polyester cloth        |
| Fitting                 | -                                |
| Connector (stud)        | -                                |
| Lead wire core          | Carbon                           |
| Lead wire insulation    | Polyvinyl chloride (PVC)         |
| Lead wire connector     | Brass/polypropylene (PP)         |
| Liner                   | Siliconized polyester film       |

| Packaging             |                   |
|-----------------------|-------------------|
| Pouches, inner layer  | Polyethylene (PE) |
| Pouches, centre layer | Aluminium (Al)    |
| Pouches, outer layer  | Polyester (PET)   |
| Boxes                 | Cardboard         |

| Standard Packaging |             |
|--------------------|-------------|
| Quantity/liner     | 3, 4        |
| Quantity/pouch     | 3, 4, 6, 12 |
| Quantity/box       | 600/1200    |
| Minimum sales      | 600/1200    |

| Precaution      |  |
|-----------------|--|
| Single use only |  |

| Options              |         |
|----------------------|---------|
| Connectors           | -       |
| Pre-wired            | Yes     |
| Pre-wired connectors | A, F, K |