

T.M/621.381/P44

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO

ESCUELA DE POSGRADO

**SECCIÓN DE POST GRADO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
Y ELECTRÓNICA**



**“CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR DE PACIENTE
BIOMÉDICO PARA EVALUAR ELECTROCARDIÓGRAFOS Y
OXÍMETROS DE PULSO”**

TESIS PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA

CON MENCIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

GASTÓN ROLANDO PÉREZ BARRIGA

Callao, 2016

PERÚ

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO

MIEMBROS DEL JURADO

DOCTOR	: NOÉ MANUEL JESÚS CHÁAVEZ TEMOCHE	PRESIDENTE
MAESTRO	: ARMANDO PEDRO CRUZ RAMIREZ	SECRETARIO
MAESTRO	: RICARDO RAÚL RODRÍGUEZ BUSTINZA	MIEMBRO
MAESTRO	: JACOB ASTOCONDOR VILLAR	MIEMBRO
DOCTOR	: MARCELO NEMESIO DAMAS NIÑO	ASESOR

Nº DE LIBRO : 01

FOLIO : 043

FECHA DE APROBACIÓN : Mayo 30, 2016

RESOLUCIÓN DIRECTORAL : 011-2016-DSPG-FIEE

DEDICATORIA

A Mamá E, mi abuela porque siempre estuvo conmigo y me enseñó a perseverar, a no rendirme y a ser siempre más. A mi Madre por darme todo el amor del mundo y su apoyo, a mis hermanos, a Daniela mi hija, y a mi esposa.

AGRADECIMIENTO

A Norberto Lereñegui, quien gracias a sus enseñanzas generó un mayor interés en la investigación y desarrollo de Tecnologías, y además siempre aportó ideas, soluciones e incluso presión para finalizar esta Tesis.

ÍNDICE

CARÁTULA

ÍNDICE

TABLAS DE CONTENIDO.....	4
A. Relación de Tablas.....	4
B. Relación de Figuras.....	5
RESUMEN.....	8
ABSTRACT.....	9
I PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN.....	10
1.1 Identificación del problema.	10
1.2 Formulación de problema	11
1.2.1 Problema General:.....	11
1.2.2 Problema Específico:.....	11
1.3 Objetivo de la investigación.	12
1.3.1 Objetivo General:.....	12
1.3.2 Objetivo Específico:.....	12
1.4 Justificación.	13
1.4.1 Por su economía y socio-política.....	13
1.4.2 Por su metodología.	14
1.4.3 Por su Magnitud.....	14
1.4.4 Por su trascendencia.....	15
1.4.5 Por su vulnerabilidad.....	15
II MARCO TEÓRICO.	16
2.1 Antecedentes del estudio.....	16
2.2 Fundamentación ontológica.	16
2.3 Fundamentación metodológica.	16
2.4 Fundamentación epistemológica.....	16
2.5 Principios que fundamentan la Tesis.	17

2.6 Definición de términos.....	68
III VARIABLE E HIPÓTESIS.....	74
3.1 Definición de las variables:.....	74
3.1.1 <i>Relación entre las variables de la investigación.....</i>	74
3.2 Operacionalización de variables.....	75
3.3 Hipótesis General e Hipótesis Específicas.....	76
3.3.1 <i>Hipótesis General.....</i>	76
3.3.2 <i>Hipótesis Específicas.....</i>	76
IV METODOLOGÍA.....	78
4.1 Tipo de investigación.....	78
4.1.1 Temporal.....	78
4.1.2 Espacial.....	78
4.2 Diseño de la investigación.....	78
4.2.1 <i>Investigación teórico-simulado.....</i>	78
4.2.2 <i>Etapas de la investigación.....</i>	79
4.3 Población y muestra.....	80
4.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	80
4.5 Procedimiento de recolección de datos.....	80
4.6 Procesamiento estadístico y análisis de datos.....	81
V RESULTADOS.....	82
5.1 Determinación del Simulador a Diseñar.....	82

5.2	Etapa del Simulador de ECG y Analizador de Sensor	85
5.3	Analizador de Sensor de Saturación de Oxígeno.....	100
5.4	Equipo integrado y Resultados Finales.....	105
VI	DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	109
6.1	Constatación de hipótesis con los resultados	109
6.2	Constatación de resultados con otros estudios similares.....	110
VII	CONCLUSIONES	111
VIII	RECOMENDACIONES	112
IX	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	113
ANEXOS	115
	ANEXO A01: Matriz de Consistencia	
	ANEXO A02: Código Fuente del Simulador de Paciente Biomédico para Evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso	
	ANEXO A03: Comparativo Equipo Construido Vs Equipo Comercial	
	ANEXO A04: Estadística del Mantenimiento Preventivo y Correctivo	
	ANEXO A05: El Encoder Rotatorio Características y Especificaciones	
	ANEXO A06: Elemento de Visualización LCD 16x 2 ó GLCD 128x64	
	ANEXO A07: Derivaciones Cardíacas en el Simulador Construido	
	ANEXO A08: Verificación de Optimización Resultados – 2da Etapa	
	ANEXO A09: Señales de Entrada y salida de Sistema	
	ANEXO A10: Pruebas y Resultados del Equipo desarrollado	
	ANEXO A11: Diagramas de Flujo del Programa	
	ANEXO A12: Presupuesto General de la Investigación	

TABLAS DE CONTENIDO

A. Relación de Tablas

Tabla N° 2.1. Especificaciones Técnicas del Simulador Fluke Biomedical	60
Tabla N° 2.2. Especificaciones Técnicas del Simulador PS- 410 de Metrón	62
Tabla N° 2.3. Especificaciones Técnicas del Simulador BC Biomédica	64
Tabla N° 3.1. Descripción de variables.	74
Tabla N° 5.1. Equipos con mayor incidencia de falla en los EESS	84
Tabla. N° 5.2 Hoja de cálculo mostrando los datos de Physionet	92

B. Relación de Figuras

Figura N° 2.1. El corazón humano con sus cuatro cámaras.	18
Figura N° 2.2. Sistema de conducción cardiaco.	19
Figura N° 2.3. Ondas eléctricas cardiacas.	22
Figura N° 2.4. Valores de parámetros normales.	23
Figura N° 2.5 Electrodo de Placa y Disco	26
Figura N° 2.6 Electrodo de Succión	27
Figura N° 2.7 Electrodo Descartable	28
Figura N° 2.8 Electrodo con Adhesivo Conductor	29
Figura N° 2.9 Derivaciones Bipolares y Triangulo de Einthoven	30
Figura N° 2.10 Derivaciones Unipolares de Goldberger	32
Figura N° 2.11 Derivaciones Precordiales	33
Figura N° 2.12 Ejemplo de las 12 Derivaciones Cardiacas.	34
Figura N° 2.13 Diagrama de Bloques de un Electrocardiógrafo	36
Figura N° 2.14 Cable Paciente de un Electrocardiógrafo	37
Figura N° 2.15 Registrador Gráfico Térmico y Papel Térmico	43
Figura N° 2.16 Espectros de Absorción para la Hemoglobina Oxigenada y la Desoxigenada	46
Figura N° 2.17 Sistema de Medición Pulsátil de 2 Longitudes de Onda	47
Figura N° 2.18 Componentes de la Absorción Total de la Luz	49
Figura N° 2.19 Curva que relaciona el parámetro R con la Spo2	50

Figura N° 2.20	Diagrama en Bloques de un Oxímetro de Pulso	51
Figura N° 2.21	Activación alternada de los LED rojo e infrarrojo	52
Figura N° 2.22	Sensor Tipo Pinza Aplicada al Dedo Índice	54
Figura N° 2.23	Esquema de un Sensor de Oximetría de Pulso	54
Figura N° 2.24	Diferentes Tipos de Sensores de Spo2	55
Figura N° 2.25	Desalineación entre los Led y el Fotodiodo	56
Figura N° 2.26	Conector de un Sensor de Saturación de Oxígeno	57
Figura N° 2.27	Simulador de Paciente Fluke Biomedical Modelo 217a	61
Figura N° 2.28	Simulador de Paciente Metron Modelo PS-410	63
Figura N° 2.29	Simulador de Paciente BC Biomedical Modelo PS-2105	65
Figura N° 5.1	Diagrama de bloques del Simulador	86
Figura N° 5.2	Web de physionet.com - Base de Datos de Señales Biomédicas	87
Figura N° 5.3	Acondicionamiento de la Señal	93
Figura N° 5.4	Pantalla LCD del Simulador en Funcionamiento	94
Figura N° 5.5	Encoder para el Manejo del Simulador de ECG	95
Figura N° 5.6	Etapas del Simulador de ECG	97
Figura N° 5.7	Diseño de la Placa del Simulador de ECG	98
Figura N° 5.8	Diseño Esquemático Etapa 12 Derivaciones del Simulador	99

Figura N° 5.9	Analizador de Sensores de Spo2 de la Marca Metron	101
Figura N° 5.10	Plano del Sensor a Analizar	102
Figura N° 5.11	Resultado para un Sensor con el fotodiodo abierto	104
Figura N° 5.12	Diagrama Esquemático del Equipo Integrado Analizador de Sensor de Spo2 y Simulador de ECG	106
Figura N° 5.13	Simulación en Proteus del Equipo Integrado de Analizador de Sensor de Spo2 y Simulador de ECG	107
Figura N° 5.14	Simulación en Proteus ECG Norma	108
Figura N° 5.15	Simulación en Proteus ECG con Patología	108

RESUMEN

Los Electrocardiógrafos son equipos que miden la actividad eléctrica del corazón, el Oxímetros de Pulso mide la saturación de oxígeno en sangre, ambos equipos son los que presentan una mayor incidencia en requerir un servicio de mantenimiento, reparación o calibración con la finalidad de prolongar su ciclo de vida, garantizar su correcto funcionamiento y ayudar a los especialistas a realizar un diagnóstico correcto.

En tal sentido las empresas prestadoras de servicio emplean mucho tiempo para diagnosticar el mal estado de los sensores y de los electrocardiógrafos.

En el mercado internacional existen equipos que permiten realizar la simulación del ECG y equipos que realizan un análisis de los Sensores de Saturación de Oxígeno, sin embargo su alto costo hace casi imposible la adquisición de los mismos.

El objetivo principal de este trabajo de tesis es diseñar un dispositivo capaz de simular las señales electrocardiográficas y realizar el análisis de los sensores de Saturación de oxígeno en sangre SPO₂, con la finalidad de evaluar los diferentes equipos como electrocardiógrafos, Oxímetros de Pulso, Monitor de signos vitales, Monitores cardiacos entre otros de manera más rápida y así optimizar los tiempo de ejecución. Este proyecto es una innovación dado que es un equipo que no se ha desarrollado en ningún otro lugar a nivel mundial.

ABSTRACT

Electrocardiographs are devices which measure the electrical activity of the heart, pulseoximeters measuring oxygen saturation in blood, both devices are those with a higher incidence and need maintenance, repair or calibration in order to prolong its cycle life, ensure proper operation and help specialists to make a correct diagnosis.

In this regard the service companies used long to diagnose the poor state of the sensors and electrocardiographs.

In the international market there are devices that allow the simulation of ECG and devices that perform an analysis of oxygen saturation sensors, but their high cost makes acquiring them almost impossible.

The main objective of this thesis is to design a device capable of simulating the ECG signals and perform analysis sensors blood oxygen saturation SPO₂, in order to evaluate the different equipment as electrocardiographs, pulse oximeters, Monitor vital signs, including heart monitors faster and optimize the runtime. This project is an innovation because it is a team that has not been developed anywhere else worldwide.

I PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN.

En primer lugar procederemos a la identificación del problema en forma general para luego realizar la formulación del mismo.

1.1 Identificación del problema.

Los equipos biomédicos utilizados en el Diagnóstico a pacientes con problemas cardíacos o para exámenes pre quirúrgicos e incluso en exámenes de rutina son los Electrocardiógrafos, monitores de signos vitales y oxímetros de pulso, en estudios de ingeniería biomédica publicados en congresos internacionales podemos encontrar que un alto porcentaje 60% de las fallas de estos equipos suele ser por los cables o sensores¹, en tal sentido mediante procedimientos adecuados y mediciones concretas se puede mejorar estas condiciones y de esa manera optimizar el sistema de Diagnóstico en los equipos biomédicos como Monitores de Signos Vitales, electrocardiógrafos, Monitores Cardíacos, Oxímetros de Pulso entre otros.

Las causas más importantes involucradas con la inoperatividad de los equipos suelen ser el desconocimiento del correcto funcionamiento de los equipos, la falta de entrenamiento del personal asistencial, los accesorios mal conectados o desperfectos, lo que genera un tiempo importante de evaluación y mantenimiento de estos equipos en un hospital.

1.2 Formulación de problema

A fin de poder identificar mejor el problema General y específico es necesario ubicar la investigación en el **Programa:** Ingeniería Biomédica, **Sub Programa:** Instrumentación biomédica y finalmente la **Línea de Investigación:** Diseño, Análisis y Problemática asociada con la instrumentación de equipos biomédicos.

1.2.1 Problema General:

¿Cómo la Falta de un sistema adecuado de verificación de Equipos Biomédicos como electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso mediante el uso de equipos de simuladores o analizadores de sensores afecta los tiempos de mantenimiento de equipos y la calidad del diagnóstico de algunas patologías?

1.2.2 Problema Específico:

Problema Especifico No 1

¿Cómo el desconocimiento sobre la necesidad concreta de que Simuladores y/o Analizadores adquirir, para el mantenimiento de Equipos Biomédicos, incide en disminuir las fallas presentadas y los tiempos de ejecución?

Problema Especifico No 2

¿De qué manera influye la falta de un Simulador y/o Analizador para que los ingenieros biomédicos den un diagnóstico oportuno

¹ http://www.sabi.org.ar/uploads/anales/cd_2007/ActasSABI2007.pdf

del funcionamiento de los equipos y sus accesorios?

Problema Especifico No 3

¿Cómo la incorporación de métodos de verificación y calibración de equipos biomédicos contribuyen a mejorar la calidad de atención?

1.3 Objetivo de la investigación.

1.3.1 Objetivo General:

Construcción de un Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso.

1.3.2 Objetivo Específico:

Especifico No 1

Conocer la necesidad concreta sobre los equipos con mayor cantidad de fallas o más recurrentes en el mantenimiento preventivo y correctivo en el país

Especifico No 2

Utilizar el Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso en el diagnóstico oportuno del funcionamiento de los equipos y sus accesorios

Especifico No 3

Incorporar métodos de verificación y calibración de equipos biomédicos contribuyendo así a mejorar la calidad de atención

mediante la medición de los correctos parámetros de funcionamiento de estos equipos.

1.4 Justificación.

El presente trabajo de investigación se fundamenta en la aplicación de la tecnología en el desarrollo de un Construcción del Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso.

Con el desarrollo de este equipo se realizará la optimización del mantenimiento preventivo y correctivo de equipos, así como la medición de los correctos parámetros de funcionamiento de estos equipos.

1.4.1 Por su economía y socio-política.

El Parque Tecnológico Biomédico en general de todo el territorio nacional, carece de una metodología masiva para la verificación de parámetros adecuados para su funcionamiento mediante el uso de simuladores o analizadores biomédicos que garanticen una calidad en la atención médica y pese a que la Constitución Política del Perú, señala en el Artículo N° 07: Derecho a la salud. Protección al discapacitado que “Todos tienen derecho a la protección de su salud, la del medio familiar y la de la comunidad así como el deber de contribuir a su promoción y defensa”, en el Artículo N° 09: Política Nacional de Salud, “el estado determina

la política nacional de salud. El Poder Ejecutivo norma y supervisa su aplicación. Es responsable de diseñarla y conducirla en forma plural y descentralizadora para facilitar a todos el acceso equitativo a los servicios de salud.” y finalmente en el Artículo N° 11: Libre acceso a las prestaciones de salud y pensiones, “El Estado garantiza el libre acceso a prestaciones de salud y a pensiones, a través de entidades públicas, privadas o mixtas. Supervisa asimismo su eficaz funcionamiento.” Así mismo la Ley N° 26842: Ley General de Salud, establece en el Artículo N° 10, se menciona que se deben adoptar las medidas necesarias para garantizar la protección de la salud.

1.4.2 Por su metodología.

Como ya se mencionó anteriormente este trabajo presenta metodología del uso del Simulador de paciente y analizador de sensores a fin de poder optimizar la calidad en la atención de salud.

1.4.3 Por su Magnitud.

En este caso la justificación es muy fuerte dado que este equipos servirá para realizar despistajes a nivel nacional, puesto que el diseño está basado en un microcontrolador PIC y un conversor Digital Análogo, los mismos que están probados que en condiciones de temperatura bajas o altas responden

perfectamente así como que no requieren compensación por la altura sobre el nivel del mar de la zona de trabajo, es decir con el mantenimiento adecuado este equipo podrá responder a estas condiciones a nivel nacional, además del bajo costo que este equipo supone.

1.4.4 Por su trascendencia.

Los problemas a resolver contemplan un carácter de solución Nacional, de allí su justificación por la trascendencia que ello origina, sin embargo debemos mencionar la gran trascendencia que significa que el Perú cuente con equipos Biomédico fabricado y diseñado en el País, será el inicio de un gran cambio

1.4.5 Por su vulnerabilidad.

Este Proyecto se justifica por su vulnerabilidad dado que se cuenta con los medios económicos para realizar las investigaciones, el desarrollo e implementación del equipo y su puesta a punto, además al ser un tema conocido es posible conocer sus causas y consecuencias, se podrá demostrar y comprobar la hipótesis.

Cabe señalar que el investigador cuenta con la experiencia que el caso amerita y cuenta con información y asesoramiento altamente calificado para el presente trabajo

II MARCO TEÓRICO.

2.1 Antecedentes del estudio.

Para el presente Trabajo de Tesis debemos mencionar que los antecedentes son los equipos simuladores de ECG y analizadores de SPO2 que a lo largo del presente trabajo.

2.2 Fundamentación ontológica.

El uso de este equipo simulador de paciente y analizador de sensores, garantiza la confiabilidad y el correcto funcionamiento de los equipos biomédicos que incrementara la confiabilidad de los equipos contribuyendo de esta manera a mejorar la calidad de atención en salud en nuestro país.

2.3 Fundamentación metodológica.

En la presente investigación se emplea la metodología de investigación científica, que se inicia con la formulación del problema, definiendo los objetivos, la justificación teórica, formulación de la hipótesis, validación e interpretación y discusión de los resultados. Las pruebas estadísticas demostraran la veracidad de la hipótesis de cada una de las variables de estudio.

2.4 Fundamentación epistemológica.

La filosofía de la ciencia en este trabajo de investigación, busca desarrollar un equipo simulador de paciente y analizador de sensores

que ayude a realizar el mantenimiento de los equipos e incrementar la confiabilidad de los equipos contribuyendo de esta manera a mejorar la calidad de atención en salud en nuestro país.

2.5 Principios que fundamentan la Tesis.

Electrocardiografía:

El electrocardiograma (ECG ó EKG) es el registro de la actividad eléctrica del corazón medida entre dos puntos de la superficie del cuerpo.

El electrocardiógrafo es un equipo destinado a medir y registrar la actividad eléctrica del corazón, en sus distintas etapas: repolarización (diástole) y despolarización (sístole). Este adquiere las señales eléctricas del corazón mediante electrodos que están ubicados en posiciones predeterminadas (derivaciones) sobre la superficie del cuerpo del paciente. Las mismas son multiplexadas, amplificadas y filtradas y finalmente registradas en un papel térmico o en un monitor.

Un análisis del ECG permite al cardiólogo diagnosticar problemas en el sistema de propagación del estímulo en el corazón o problemas del propio miocardio. Tal como la frecuencia cardiaca, el ritmo cardiaco y el eje eléctrico cardiaco (no el eje anatómico).

Principios anatómicos y fisiológicos del corazón:

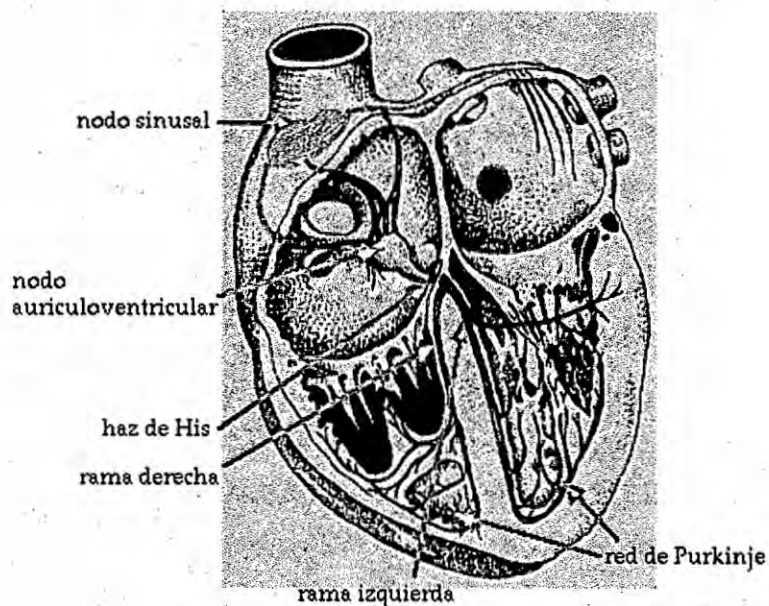
El corazón es un órgano que se asemeja a una bomba cuya función principal es la de hacer circular la sangre por el cuerpo humano con la finalidad de transportar nutrientes y oxígeno (O₂) al interior de los

órganos y tejidos así como extraer de ellos desechos y dióxido de carbono (CO₂). No debemos olvidar que la sangre ingresa al corazón por medio de las venas y sale de él por las arterias.

Podríamos referirnos al corazón como una bomba doble, que consiste en una bomba de dos cámaras a ambos lados del corazón (derecho e izquierdo) y esta a su vez se divide en dos partes. Las cámaras superiores son llamadas atrios o aurículas y los inferiores ventrículos que son salidas de las bombas.

FIGURA N° 2.1.

EL CORAZÓN HUMANO CON SUS CUATRO CÁMARAS



Fuente: Taller de ECG Post grado de Emergentología Dra. Karina Robertti.

(<http://slideplayer.es/slide/29335/>)

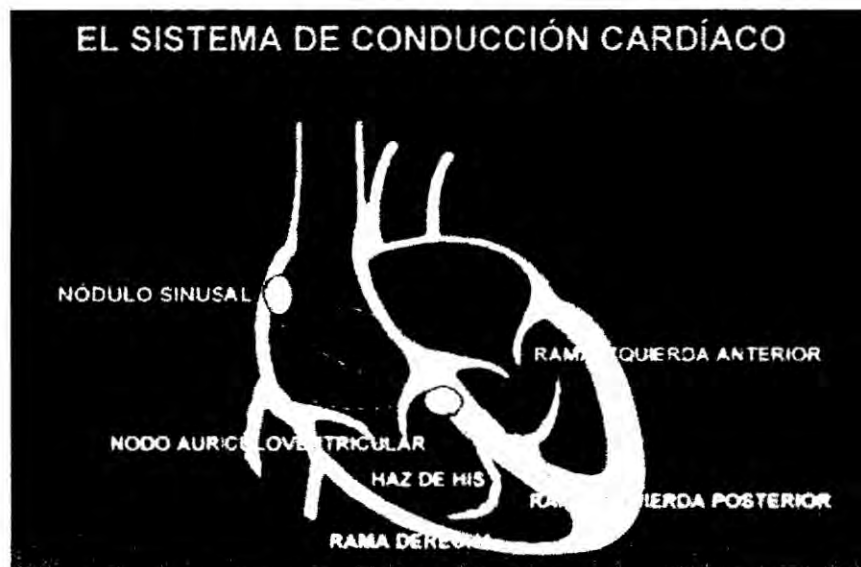
La sangre ingresa al corazón a través de las venas cava por el extremo superior derecho, es decir por la aurícula derecha, luego 1/10

de segundo después se dirige al ventrículo derecho y de aquí sale por la arteria pulmonar hacia el pulmón (donde se produce el intercambio de CO_2 por O_2) de donde regresa por la vena pulmonar a la aurícula izquierda y de allí al ventrículo izquierdo donde finalmente abandona el corazón por la arteria aorta dirigiéndose al cuerpo en general transportando el O_2 necesario.

Para poder entender la función del ECG debemos conocer todos los fenómenos eléctricos que se producen en el corazón en sus distintas partes, así tenemos:

FIGURA N° 2.2.

SISTEMA DE CONDUCCIÓN CARDÍACO



Fuente: <http://www.aravico.net16.net/560560/arritmias-cardiacas.html>

El nodo sinoatrial (nodo SA), situado en la pared posterior de la aurícula derecha, es el encargado de generar los estímulos eléctricos

para la estimulación del corazón, nace así la onda de despolarización que estimula las dos aurículas.

Casi en forma inmediata se genera la contracción auricular, con lo que se inicia el bombeo de la sangre hacia los ventrículos.

En un lenguaje más técnico se podría decir que el nodo SA es el reloj (clock) del corazón, el generador de los pulsos (oscilador) que dará la frecuencia cardiaca.

La onda P, es la gráfica que representa la onda de despolarización auricular ya mencionada, la cual suele ser curva por la disposición de las aurículas.

Esta onda de despolarización se desplaza por las vías auriculares internodales (fibras de conducción) que son tres, haz internodal anterior, medio y posterior llegando al nodo atrioventricular (nodo AV) donde se produce una pausa del orden de $1/10$ de segundo, este retardo es de vital importancia porque permite que la sangre pase totalmente de las aurículas a los ventrículos.

Mecánicamente hablando se dice que la aurícula se contrae, expulsando sangre por las válvulas AV, pero se requiere cierto tiempo para que toda la sangre pase por las válvulas y llegue a los ventrículos (alrededor de $1/10$ de segundo).

Cabe mencionar que las válvulas AV, las cuales son válvulas de comunicación entre aurículas y ventrículos conducen la sangre de las aurículas a los ventrículos en este primer ciclo, sin embargo, durante

28/10/11

los siguientes instantes se comportan como válvulas cerrados impidiendo el pase de la sangre de los ventrículos a las aurículas. Se comportan de la misma manera que una válvula check (unidireccional) o que un diodo ideal podríamos agregar finalmente.

El segmento PQ representa este retardo en la onda de despolarización, es por eso que aparece como una línea sin amplitud (isoeléctrica), en este momento no hay flujo de corriente.

Luego de la pausa el nodo AV transmite el estímulo de despolarización, el cual será transportado hacia los ventrículos mediante el Haz de His y sus ramas izquierda y derecha para terminar luego en las fibras de Purkinje llegando así a las células del miocardio.

El complejo QRS del ECG representa la contracción ventricular, es decir el desplazamiento del estímulo eléctrico desde el nodo AV hasta el músculo cardíaco.

De manera paralela en este momento ocurre la repolarización auricular (recordemos que se despolariza con la onda P), sin embargo por ser de magnitud poco significativa con respecto a la despolarización ventricular, esta onda de repolarización auricular queda ocultada en el complejo QRS.

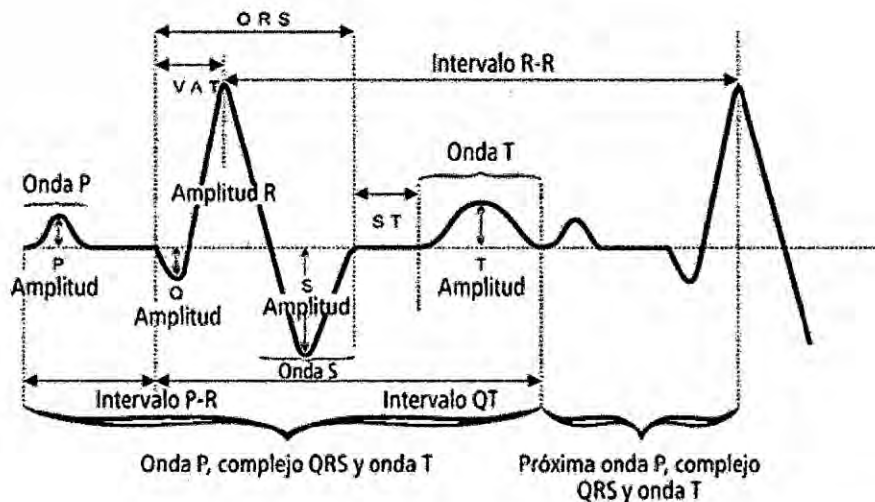
El complejo QRS está formado de tres ondas, la onda Q que es la primera deflexión hacia abajo del complejo QRS, va seguida de la onda R, la primera deflexión hacia arriba del complejo, y cualquier

onda hacia abajo precedida de una deflexión hacia arriba se conoce como la onda S. La geometría del complejo QRS depende de la derivación registrada, en el caso anterior se refiere a una derivación DII.

Luego del complejo QRS que indica el inicio de la contracción ventricular, ocurre un momento donde no se detecta actividad eléctrica, sino mecánica cuando los ventrículos acaban su contracción, este período se conoce como el segmento ST.

FIGURA N° 2.3

ONDAS ELÉCTRICAS CARDIACAS



Fuente: [http://www.elhospital.com/temas/Comparacion-entre-electrocardiografos-multicanal-e-interpretativos /_8048259](http://www.elhospital.com/temas/Comparacion-entre-electrocardiografos-multicanal-e-interpretativos/_8048259)

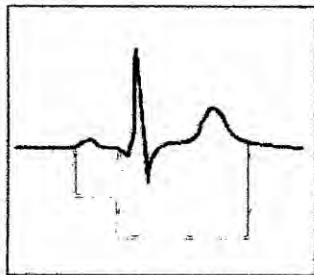
Esta despolarización origina la contracción ventricular, la cual hace que el bombeo iniciado en la aurícula continúe y concluya así todo un ciclo de bombeo de sangre al organismo.

Finalmente ocurre el proceso de repolarización ventricular, con el cual el corazón regresa a su estado original, este fenómeno es también eléctrico, por lo cual se registra en el ECG como una onda circular hacia arriba llamada onda T.

Una vez terminada la repolarización ventricular y cuando los ventrículos se encuentran completamente expandidos en algunos casos se registra la onda U, que no es muy común.

FIGURA N° 2.4.

VALORES DE PARÁMETROS NORMALES



Fuente: <http://es.slideshare.net/Cecicardio/ecg-bsica-2009>

Valores de ECG normales

Amplitudes:

Onda P < 0,20 mV

Onda R 1,60 mV

Onda Q 25% de la onda R

Onda T 0,1 – 0,5 mV

Periodos:

Intervalo PR 0,12 – 0,20 seg.

Intervalo QT 0,25 – 0,44 seg.

Segmento ST 0,05 – 0,15 seg.

Onda P < 0,12 seg.

Intervalo QRS < 0,12 seg.

Registros cardiacos:**Electrodos**

Los electrodos son los encargados de establecer el contacto entre el cuerpo y el equipo, ellos son el punto más importante y crítico para poder conseguir una onda ECG ideal.

Los electrodos captan la diferencia de potencial entre dos puntos de la superficie del organismo correspondiente al campo eléctrico provocado por la excitación del corazón, la zona despolarizada tiene carga negativa con respecto a no despolarizada, formándose así un dipolo, esta diferencia de potencial dependerá de 3 factores: el voltaje del generador dipolar, distancia de los electrodos al dipolo, orientación de los electrodos con respecto a la línea que pasa por los dos polos del generador (la diferencia de potencial será máxima cuando la línea que los conecte sea paralela a la del dipolo y cuando esta sea perpendicular será nula).

Los electrodos tienen una diferencia entre conducción propia del electrodo y la conducción del cuerpo (iones), esta diferencia genera

una tensión llamada tensión de polarización diferente para cada electrodo la cual depende de los parámetros de fabricación, el valor de esta tensión de polarización fluctúa entre 280mv y 300mv (Offset de electrodos corresponde al 30 % de las tensiones a medir).

Los electrodos (no polarizados) de Ag - AgCl (plata - cloruro de plata) son los más recomendados por presentar (gracias al cloro) una respuesta casi lineal y de amplitud mucho menor que los otros electrodos (polarizados).

Tipos de electrodos:

Los electrodos utilizados para obtener potenciales bioeléctricos de la superficie del cuerpo correspondientes al ECG se encuentran en una gran cantidad de tamaños y formas, debido esto a que la localización de la medición no es puntual.

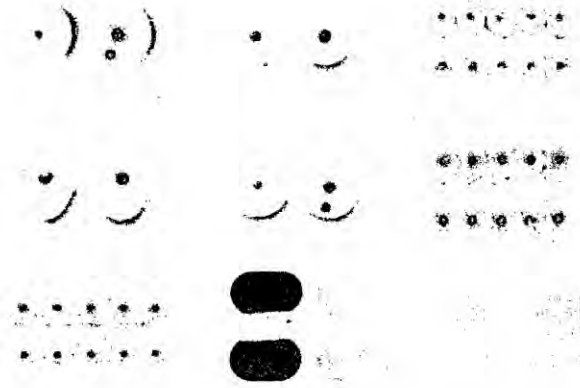
Electrodos de superficie: se les denomina así por estar ubicados en la superficie corporal.

Electrodos de placa y disco: los electrodos de placa consisten de una superficie rectangular (3,5 x 5 cm) o circular (4,75 cm) de plata, níquel-plata o acero-níquel-plata.

Los electrodos presentan valores de resistencia elevados a bajas frecuencias (2,1 kOhm) y de cientos de ohms a altas frecuencias. Sin embargo para el rango de medición de un evento bioeléctrico como es el caso de la electrocardiografía (10 a 100 Hz) se tiene una impedancia relativamente constante.

FIGURA N° 2.5.

ELECTRODOS DE PLACA Y/O DISCO



Fuente: www.chinamedevice.com/Suppliers/5258/DisposableECGElectrode-455984.html

Electrodos de succión: tienen la forma de una copa metálica en cuyo centro se encuentra un orificio conectado a un balón de goma con el cual se le aplica la succión. El electrodo es apoyado sobre la piel y fijado por vacío en superficies planas. Estos electrodos son sumamente prácticos de colocar, sin embargo, presentan una superficie de contacto pequeña, ya que solo el anillo exterior de la copa metálica se encuentra en contacto con la piel. Este tipo de electrodos son sensibles al movimiento, el más leve movimiento cambiara el espesor de la fina película de electrolito entre el metal y la piel y produce de este modo cambios en el potencial e impedancia del electrodo. En muchos casos los cambios de potencial son tan graves que bloquean completamente los potenciales bioeléctricos que intentan medir los electrodos.

FIGURA N° 2.6.
ELECTRODOS DE SUCCIÓN

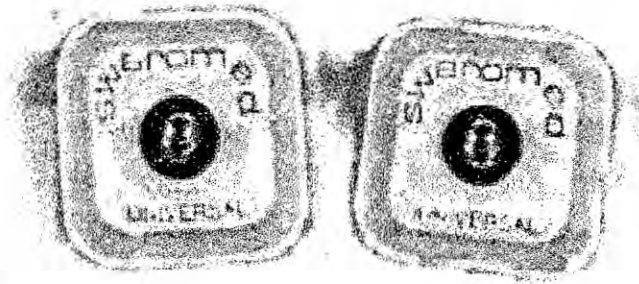


Fuente: www.descoinstruments.com/NewFolder/ECGElectrode.html

Electrodos huecos o flotantes (descartables): estos electrodos tiene una interface electrodo - electrolito que ofrece mayor estabilidad con el movimiento debido a que el electrodo no está en contacto directo con la piel. El único camino conductor entre el metal y la piel es el gel o pasta electrolítica. La gran mayoría de los electrodos de este tipo son descartables y utilizan un delgado electrodo de plata clorurada sobre una superficie plástica que lo mantiene a una pequeña distancia de la piel, este espacio es el llenado por el gel electrolítico. Todo este conjunto es cubierto por un adhesivo q es protegido por una cobertura que evita que el electrólito se seque cuando no esté en uso.

FIGURA N° 2.7.

ELECTRODOS DESCARTABLES



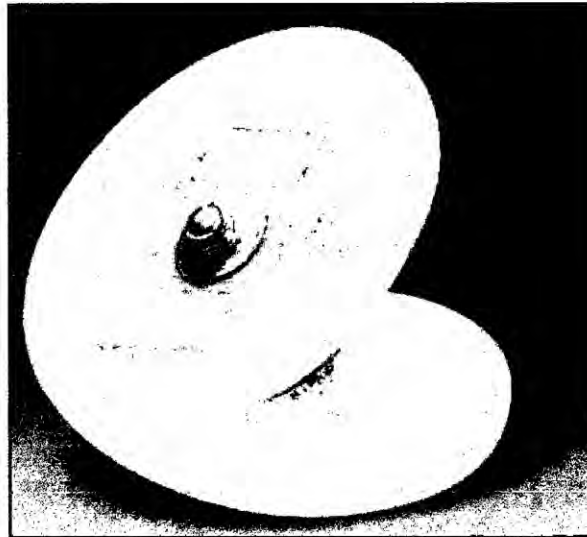
Fuente: www.chinamedevice.com/Suppliers/5258/DisposableECGElectrode-455984.html

Electrodo con adhesivo conductor: Este electrodo está compuesto de una delgada hoja metálica con un adhesivo conductor de aproximadamente 1mm de espesor. Este adhesivo utiliza sales de Sodio y Potasio como electrolito. La lámina metálica al ser delgada tiene una gran flexibilidad y buen contacto con el adhesivo.

Los electrodos de placa se utilizan en electrocardiografía para muñecas y pies (derivaciones DI, DII, DIII, aVR, aVL y aVF) y los electrodos de succión para las derivaciones precordiales (V1-V6).

Una técnica utilizada para la reducción de la impedancia del electrodo es la abrasión de la piel, la cual consiste en preparar el área en donde se colocara el electrodo, realizando una limpieza, erosión y colocación del electrodo con gel. Es necesario afeitar la zona y limpiarla con alcohol hasta enrojecer la piel.

FIGURA N° 2.8.
ELECTRODOS CON ADHESIVO CONDUCTOR



Fuente: www.chinamedevice.com/Suppliers/5258/DisposableECGElectrode-455984.html

La abrasión tiene por objeto Reducir la impedancia electrodo-electrolito: se logran impedancias de 5 a 10 veces menores que aquellas que se miden en la piel sin tratar.

Reducir los artefactos de movimiento: entre el electrodo y la piel se produce un potencial de piel (E_p) el cual varía con la deformación de la piel produciendo los artefactos de movimiento. La abrasión de la piel produce una disminución de este efecto.

Derivaciones

Las derivaciones son el conjunto de localizaciones de electrodos a partir del cual se mide el ECG. Las derivaciones se forman tomando un par de electrodos, primero el electrodo de referencia (que puede

ser un electrodo o el arreglo de otros electrodos) y el electrodo explorador o activo que es quien recibe la señal en forma directa.

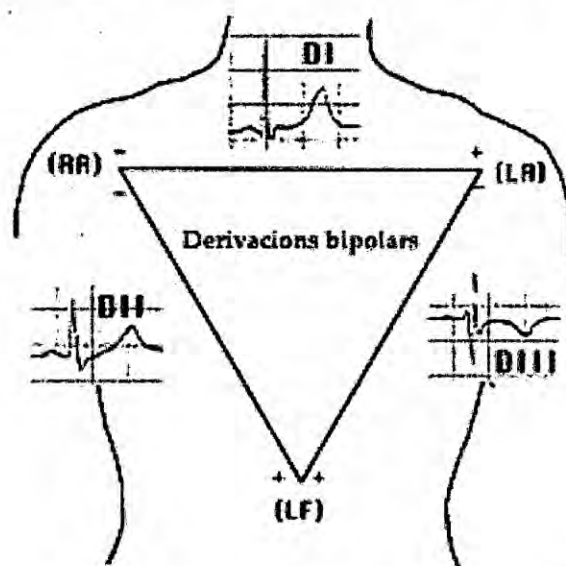
Las derivaciones se clasifican en:

Derivaciones bipolares:

Las derivaciones bipolares, conocidas como derivaciones estándar de los miembros, fueron introducidas por Einthoven para el registro de potenciales eléctricos en el plano frontal, en este caso tenemos dos electrodos exploradores activos, se les conoce como derivaciones de los miembros por estar los electrodos colocados en los brazos derecho e izquierdo (RA y LA) y en la pierna izquierda (LF), en la pierna derecha se suele colocar un electrodo que no se utiliza para las derivaciones sino como tierra (referencia).

FIGURA N° 2.9.

DERIVACIONES BIPOLARES Y TRIANGULO DE EINTHOVEN



Fuente: www.asintes.org/blog/emergencias/emer-vital/583electrocardiograma

De estos electrodos RA, LA y LF se obtienen 3 derivaciones:

DI (LA(+) RA(-))

DII (LF(+) RA(-))

DIII (LF(+) LA(-))

Entre los puntos LA, RA y LF se forma el triángulo de Einthoven, llamado así en honor a su descubridor.

Derivaciones unipolares:

Estas derivaciones reciben este nombre por utilizar un solo electrodo explorador y el otro se comporta como electrodo de referencia.

Las derivaciones unipolares se subdividen en:

Derivaciones de extremidades aumentadas o de Goldberger, pertenecen al plano frontal, se originan colocando el electrodo explorador en cada una de las extremidades (LA, RA y FL) y al electrodo de referencia va la suma de los otros dos electrodos, así tenemos:

aVL (voltaje aumentado en brazo izquierdo)

(LA(+) RA + LF(-))

aVR (voltaje aumentado en brazo derecho)

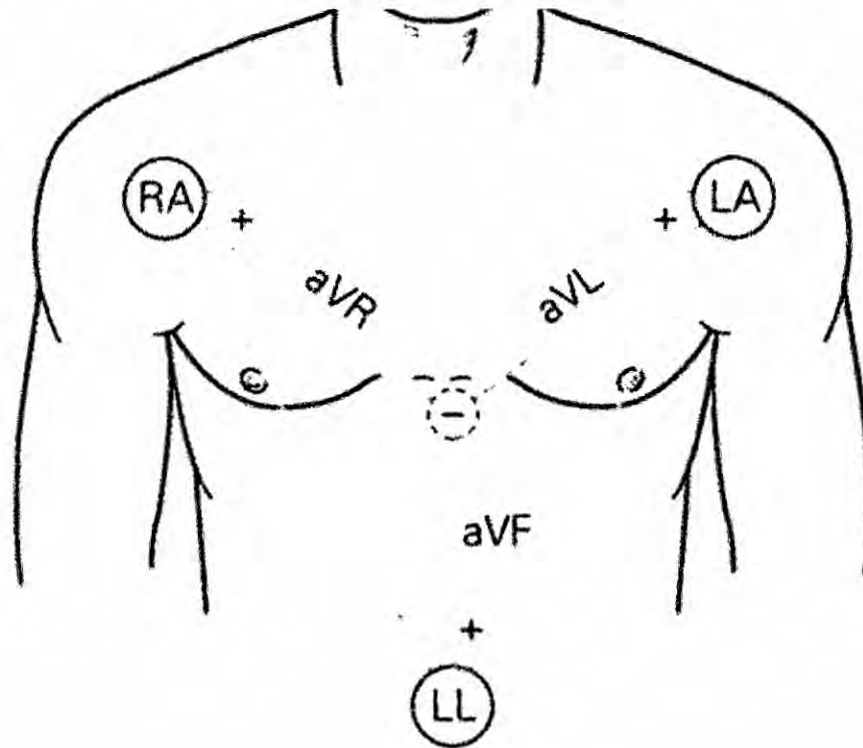
(RA(+) LA + LF(-))

aVF (voltaje aumentado en pierna izquierda)

(LF(+) LA + RA(-))

FIGURA N° 2.10.

DERIVACIONES UNIPOLARES DE GOLDBERGER



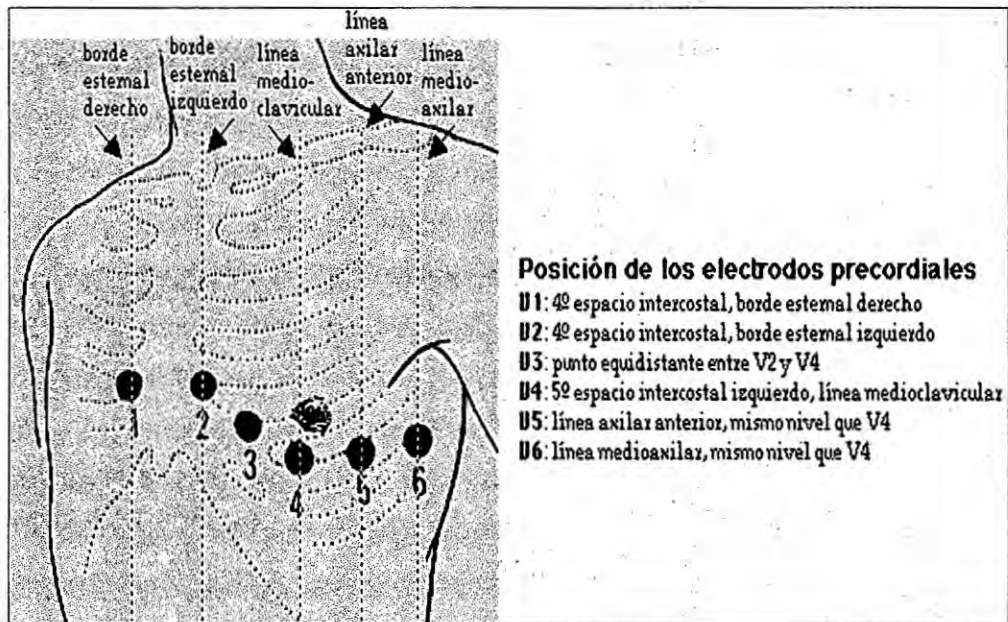
Fuente: Generalidades de ECG 2 - <http://slideplayer.es/slide/119479/>

Las derivaciones precordiales o de Wilson o del plano horizontal (Fig. 2.11) se colocan en la parrilla costal del tórax y se denominan de derecha a izquierda V1, V2, V3, V4, V5 y V6.

Estas derivaciones V1 a V6 se logran colocando los electrodos explorador o activos siguiendo un estándar y el electrodo pasivo se coloca la suma de los electrodos RA, LA y LF, en donde se asume existe una diferencia de potencial nula y se conoce como punto CTW (central terminal de Wilson).

FIGURA N° 2.11.

DERIVACIONES PRECORDIALES



Fuente: <http://www.asintes.org:7080/blog-emergencias/emer-vital/583-electrocardiogramas>

De estas 12 derivaciones principales, se tiene una información casi completa de lo que ocurre en cada parte del corazón y principalmente cómo evoluciona la onda de despolarización y de repolarización ventricular, apreciar un fenómeno cualquiera que sea desde 12 distintos ángulos nos permite detectar de manera más rápida y precisa las anomalías existentes en el corazón y así determinar las patologías.

Por último debemos indicar que el ECG nos permite determinar datos como frecuencia cardíaca, ritmo cardíaco y nos permite ubicar el eje eléctrico cardíaco (no eje anatómico cardíaco)

FIGURA N° 2.12.

EJEMPLO DE LAS 12 DERIVACIONES CARDIACAS



Fuente: www.portalesmedicos.com/publicaciones/articulos/1711/3/Crecimientos-auriculares-y-ventriculares-en-imagenes

Electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo es un equipo destinado a medir y registrar la actividad eléctrica del corazón, en sus distintas etapas: repolarización (diástole) y despolarización (sístole). Este adquiere las señales eléctricas del corazón mediante electrodos que están ubicados en posiciones predeterminadas (derivaciones) sobre la superficie del cuerpo del paciente. Las mismas son multiplexadas, amplificadas y filtradas y finalmente registradas en un papel térmico o en un monitor. Existen equipos analógicos (con impresión en papel térmico) y digitales (monitor, computadora, microprocesados) que son los más modernos.

Principio de funcionamiento:

El principio de funcionamiento de un electrocardiógrafo, está basado de una serie de amplificadores de señales, llamados amplificadores de instrumentación, una serie de filtros y un sistema de visualización, el cual puede ser a través de papel térmico o en un pantalla tipo LCD gráfico.

Una vez captada esta diferencia de potencial es decir la onda eléctrica del corazón deberá ser filtrada y amplificada de acuerdo a valores de ganancia pre establecidos, esto será solo para mejorar la imagen en algunas derivaciones, posteriormente es filtrado nuevamente para evitar las señales de ruido de 50 o 60 Hz de línea.

El ECG permite analizar la actividad eléctrica del corazón desde diferentes ángulos en el mismo instante de tiempo. Este es un sistema simple, no invasivo, barato y que provee mucha información médica, por ejemplo detectar arritmias, bloqueos, extrasistoles ventriculares, entre otras.

Diagrama de bloques

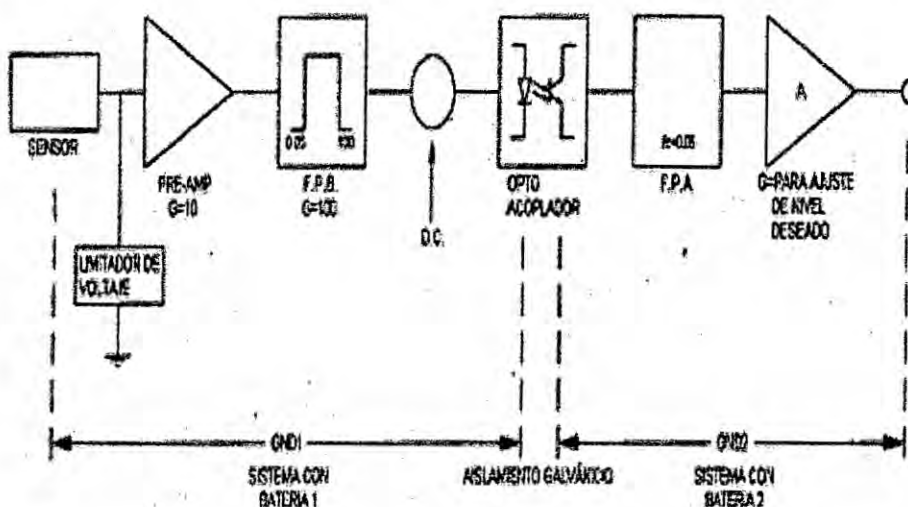
En el diagrama de se puede apreciar claramente las siguientes etapas bien definidas, estas son:

- Etapa de cable paciente
- Etapa del selector de derivaciones
- Etapa de protección contra desfibrinación
- Etapa de preamplificación y de amplificación

- Etapa de aislamiento
- Etapa de filtrado
- Etapa de alimentación
- Etapa de visualización
- Etapa de control y calibración

FIGURA N° 2.13.

DIAGRAMA DE BLOQUES DE UN ELECTROCARDIOGRAFO



Fuente: Elaboración Propia

A continuación se detallara cada bloque en particular y al final se podrá configurar un diagrama estructural completo del electrocardiógrafo.

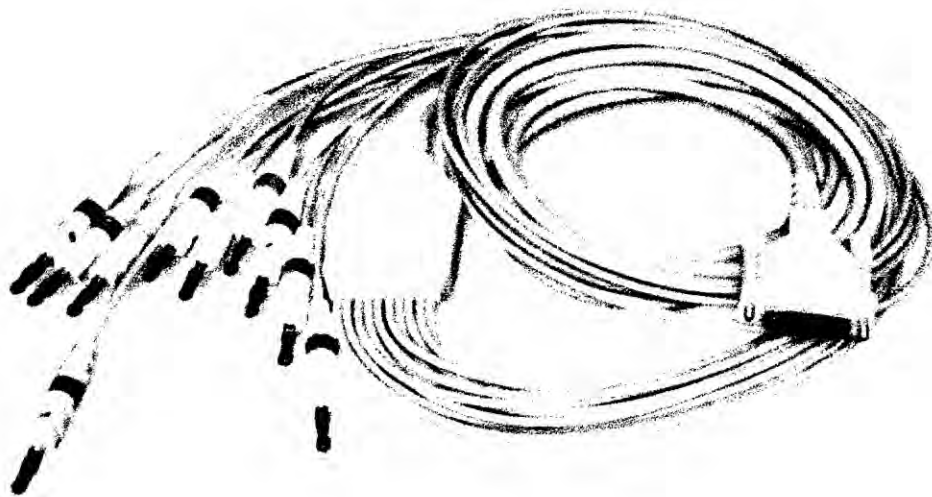
Etapa de cable paciente:

El cable de paciente es la interface de conexión entre el paciente y el equipo de electrocardiografía, está constituido de entre 5 y 10 cables

blindados, dependiendo de la tecnología del equipo, para mostrar las 12 derivaciones en forma simultánea. Este cable tiene que cumplir algunos requerimientos básicos: ser flexible, de bajo ruido y largo. Como se observa en la figura en el extremo del cable que se conecta al paciente posee 5 terminales, las cuales a través de los electrodos se conectarán al paciente y en el otro extremo se puede apreciar el conector (gran variedad de tamaños y formas) entre el cable y el equipo.

FIGURA N° 2.14.

CABLE PACIENTE DE UN ELECTROCARDÍOGRAFO



Fuente: <http://www.schillerservice.com/v/vspfiles/photos/2.400071S-2.jpg>

Etapas del selector de derivaciones:

Esta está constituida por un arreglo resistivo llamado red de Wilson y un selector. Dependiendo de la tecnología usada este selector puede ser mecánico o electrónico. STO.

Etapa de protección contra desfibrinación:

En esta etapa podemos apreciar que la protección contra desfibrilación (protege al equipo) la realiza en dos etapas: la primera con un arreglo de resistencia-neón y la segunda con un arreglo de resistencia y diodos en antiparalelo. Este arreglo antiparalelo protege al equipo de sobre tensiones en la entrada hasta valores de 50 V. Y el arreglo resistencia-neón empezará a actuar con voltajes por encima de los 70 V (tensión de ionización del neón). Las resistencias actúan como limitadoras de corriente.

Etapa de preamplificación y de amplificación:

Hasta este momento tenemos señales correspondientes a la actividad eléctrica cardiaca del orden de los 2mV. Para lograr una adecuada visualización es necesario amplificar esta señal con una ganancia de 1000, logrando así una señal en el orden de los Volt. En tal sentido la ganancia total ($G = 1000$) deberá ser compartida en las etapas de preamplificación y amplificación. En la etapa de preamplificación la ganancia deberá ser baja ($G_1 = 10$) por el compromiso que se tiene con la no amplificación del ruido (evitar la saturación de los amplificadores). Finalmente en la etapa de amplificación, luego de la de filtrado, se terminará de amplificar la señal cardiaca con una ganancia pre fijada por el operador ($G_2 = 100$ como máximo), obteniendo así una señal con magnitudes apropiadas para la correcta interpretación de la señal.

Los amplificadores utilizados en estas etapas son los amplificadores de instrumentación los cuales nos proveen de una muy alta impedancia de entrada, un alto valor de relación de rechazo de modo común (RRMC) y una baja impedancia de salida entre sus características más importantes.

Etapas de aislamiento:

Esta etapa tiene como finalidad desacoplar o aislar eléctricamente al paciente del equipo, ya que en algunos casos una muy pequeña corriente de fuga puede ser fatal para el paciente. Entre los métodos más utilizados para este fin tenemos:

Alimentación general a batería: Con este método, se garantiza un aislamiento completa, sin usar etapa de aislamiento, es tal vez el método más sencillo de implementar, sin embargo hay que contemplar el problema inherente del mantenimiento de la batería.

Acoplamiento óptico: en este caso la aislación se logra mediante la utilización de un fotodiodo (emisor) y de un fototransistor (receptor optoacoplador), es decir la señal eléctrica será transmitida en forma de luz por el emisor y el receptor será el responsable de transformarla nuevamente en una señal eléctrica.

Cabe señalar que lo antes mencionado corresponde a la aislación de la señal, sin embargo para que este circuito funcione (circuito emisor) es necesario que se encuentre alimentado por una fuente aislada.

Posteriormente en la etapa de alimentación se detallara el principio de funcionamiento de las fuentes aisladas.

Acoplamiento con portadora: de manera similar al caso anterior aquí partimos con una fuente de alimentación aislada mediante el transformador 1 que a su vez nos da una señal portadora de 50 Khz. Esta portadora permitirá modular la señal de entrada (señal cardiaca) y así mediante el transformador 2 se transmitirá la señal asilada a la parte no aislada, logrando así la aislación de la señal modulada, luego por medio de una etapa de demodulación se obtendrá nuevamente la señal cardiaca original.

Etapa de filtrado:

En esta etapa el operador puede seleccionar en cualquier momento de la adquisición de la señal electrocardiográfica cualquiera de los siguientes filtros:

Pasa banda: debido a que no tiene información en continua el ancho de banda de la señal de electrocardiografía está contenida entre los 0.1-0.5 Hz a 100-150 HZ.

Línea (Notch): para minimizar la interferencia generada por la tensión de alimentación del equipo (50 o 60 Hz) se coloca un filtro rechaza banda (filtro Hum), el cual filtra la señal según la frecuencia de la red.

Muscular (EMG): para minimizar la interferencia en la señal de ECG por ruidos asociados a potenciales mioeléctricos generados por movimientos de los músculos. Estos son de 35 a 45 Hz.

Línea de Base: para minimizar la oscilación de la línea de base del ECG debido a posibles variaciones en la interfase electrodo-piel se coloca este filtro, el cual es poco usado en electrocardiografía, su uso es más intenso en Holter.

Etapas de alimentación:

La fuente de alimentación de los electrocardiógrafos consta de dos etapas: la fuente de alimentación y el sistema de cargador de baterías.

La fuente de alimentación deberá ser una fuente aislada, para evitar cualquier riesgo de electrocución del paciente. Esto se logra de la siguiente manera:

Fuente aislada: Este tipo de transformador presenta un núcleo muy ineficiente entre 50 a 60 Hz pero es muy eficiente entre los 20 y 250 KHz, esta característica impide que cualquier energía, en el rango de los 50 a 60 Hz sea transmitida en la etapa aislada. Normalmente la frecuencia de portadora trabajan entre 50 y 60 KHz.

A partir de la alimentación de la red (220 o 110 V) parte de la energía es rectificadora y filtrada para alimentar los circuitos no aislados, tales como el motor de la velocidad del papel, el del circuito de calentamiento del inscriptor, etc. y el resto se utiliza para generar la señal portadora con un oscilador de 50 KHz, el cual es acoplado a través del transformador 1 a la parte aislada. La energía del secundario del transformador 1 es rectificadora y filtrada y se utiliza

como fuente de tensión aislada de corriente continua. Esta fuente es utilizada para alimentar los circuitos aislados conectados al paciente.

El sistema de cargador de baterías o sistema de alimentación auxiliar consiste en un circuito rectificador de voltaje, el cual proporciona una señal continua de 12 V (correspondiente al valor de la batería en uso) y se activa de acuerdo al algoritmo de diseño, el más sencillo consiste en un detector de nivel, que al detectar un nivel por debajo de los 10.5 V, activa el cargador de batería, a fin de estabilizar el voltaje de la misma a los 12 V. Para indicar el proceso en que se encuentra posee indicadores como una señal de luz estable al estar la batería a plena carga o una oscilante para indicar que el equipo se encuentra en el proceso de carga.

Etapas de visualización:

En esta etapa el Equipo está listo para presentar el registro electrocardiográfico en forma exacta, para lo cual se podría utilizar un osciloscopio de Laboratorio, entonces bastara mostrar esta señal con algún método conocido como los que se detallan a continuación:

Inscriptor en papel, es el método de registro más utilizado para graficar el ECG, consiste en una impresora térmica y un papel termosensible. En donde el operador puede variar la velocidad de desplazamiento del papel entre valores definidos como 25 y 50 mm/s. Asimismo el grosor del trazo del inscriptor, se puede ajustar mediante un control térmico.

FIGURA N° 2.15.

REGISTRADOR GRÁFICO TÉRMICO, PAPEL TÉRMICO



Fuente: <http://es.slideshare.net/Cecicardio/ecg-bsica-2009>

Monitor, en este caso se puede mostrar el EKG desde en una pantalla de rayos Catódicos hasta en una pantalla de cristal líquido, para lo cual es necesario adaptar la señal con las respectivas tecnologías a usar en cuanto al barrido horizontal y vertical, a los voltajes de amplificación entre otros. Esto es muy utilizado en los monitores Cardiacos para terapia o Monitores de Signos vitales.

Conversor A/D, este método es la tendencia del desarrollo actual, debido a que, mediante la conversión digital de la señal de ECG, esta se puede procesar y analizar rápidamente desde una PC y utilizar las ventajas que esta ofrece (almacenamiento, transporte por Internet, etc.

Etapas de control y calibración:

Esta etapa le sirve al operador para seleccionar los valores de los parámetros programables, tales como filtros (EMG, Red, Línea de Base), sensibilidad ganancia), modo manual, selector de derivaciones y en algunos hasta el rango de la edad del paciente. También el pulsador de Run-Stop de la impresión.

Estos equipos también cuentan con una señal cuadrada de calibración de 1 mV ingresada en la etapa de preamplificación, con la finalidad de obtener una deflexión de 10 mm en el papel termográfico (sensibilidad igual a 1), el ajuste fino de esta señal (si fuese necesario) se logra mediante él girando el ajuste de ganancia.

Con la finalidad de registrar en papel térmico la señal de electrocardiografía se encuentra con tres parámetros estándar para controlar dicha impresión: control del grosor y del centrado del inscriptor y control de velocidad del papel.

Algunos fabricantes recomiendan la colocación de buffers entre los bloques de cable de paciente y el de selector de derivaciones garantizando así una alta impedancia de entrada del electrocardiógrafo y una baja impedancia a la red de Wilson.

Oxímetros de Pulso

Un oxímetro de pulso es un equipo biomédico que brinda una medida relativa y no absoluta, pues no indica la cantidad exacta de oxígeno que le llega a los tejidos, sino la relación existente entre la cantidad de

hemoglobina combinada con oxígeno y el total de hemoglobina presente en sangre.

Cuando la medición de la saturación de hemoglobina por el oxígeno es realizada en sangre arterial, el valor suministrado se conoce como SaO₂. Este parámetro se puede obtener mediante una técnica diagnóstica denominada gasometría arterial, la misma utiliza un analizador de gases y además permite determinar la presión parcial de O₂ y de CO₂ en sangre arterial y el pH (equilibrio ácido-base). Sin embargo, lo que realmente medimos con los oxímetros de pulso se denomina SpO₂, debido a que se mide en la periferia del cuerpo humano, por decir en un dedo o en el lóbulo de una oreja. Se le denomina saturación funcional y difiere muy poco de la obtenida en sangre arterial (aprox. 2%) y se expresa como:

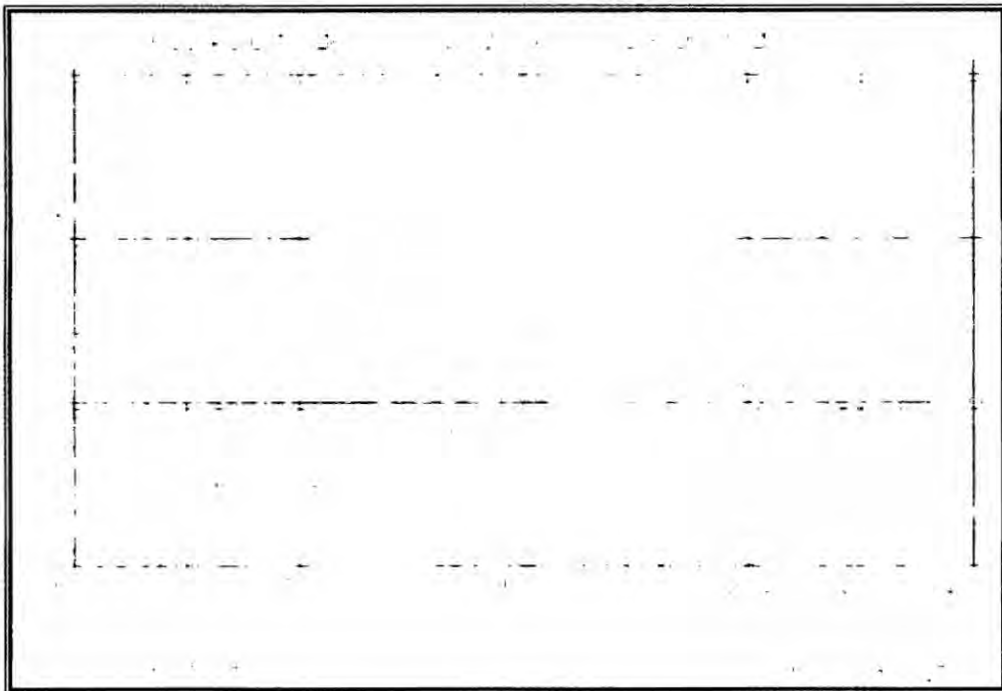
$$\% \text{ SPO}_2 = 100 \times \frac{\text{HbO}_2}{\text{Hb} + \text{HbO}_2}$$

El oxímetro de pulso obtiene la saturación funcional dado que se basa en el supuesto que la hemoglobina existe de dos formas principales en la sangre: **oxigenada** (HbO₂ - con moléculas de O₂ débilmente enlazadas), y **reducida** (Hb - sin enlace con moléculas de O₂) pero con capacidad de unirse al oxígeno transformándose en oxihemoglobina. A estas formas de hemoglobina se les conoce también como hemoglobinas funcionales. Las hemoglobinas denominadas disfuncionales como la carboxihemoglobina,

metahemoglobina y sulfahemoglobina, tiene un comportamiento no fisiológico cuando interactúan con el oxígeno.

Bajo condiciones normales las hemoglobinas denominadas funcionales son las más abundantes en la sangre, por lo que para la oximetría de pulso, se parte del principio que la sangre está compuesta solamente por dos elementos, HbO_2 y Hb .

FIGURA N° 2.16
ESPECTROS DE ABSORCIÓN PARA LA HEMOGLOBINA
OXIGENADA Y LA DESOXIGENADA



Fuente: [http://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia -
cardiaca/](http://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/)

Estos dos elementos HbO_2 y Hb absorben diferentes cantidades de luz dado el diferente coeficiente de extinción. Por otra parte, este

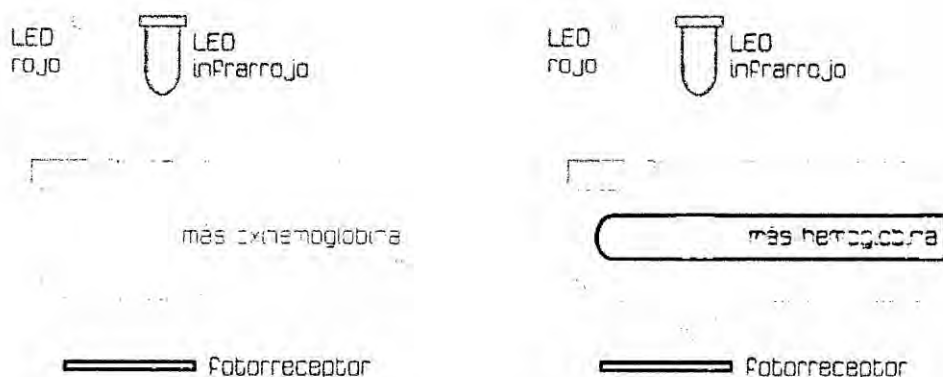
coeficiente depende de la longitud de onda de la luz incidente, al representar mediante una curva el valor de los coeficientes de absorción para la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada en función de la longitud de onda (λ), tendremos los espectros de absorción respectivos (ver la Figura 2.16).

Se puede apreciar que ambas curvas se cruzan a una longitud de onda de alrededor de 800 nm, conocido como punto isobéptico. En donde la absorción es independiente del nivel de oxigenación de la sangre, este punto suele ser utilizado como referencia.

Como se puede ver en el gráfico de la Figura 2.16, a una longitud de onda de 650 nm., la Hb presenta mayor absorción de luz que la HbO₂, mientras que a una longitud de onda de 950 nm, la HbO₂ presenta mayor absorción de luz que la Hb. La mayor diferencia de absorción entre ambas curvas se puede encontrar alrededor de los 650 nm.

FIGURA N° 2.17.

SISTEMA DE MEDICIÓN PULSÁTIL DE 2 LONGITUDES DE ONDA



Fuente: <http://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>

El oxímetro de pulso basa su principio de funcionamiento en la utilización de dos longitudes de onda, una de 650 nm (luz roja visible) y la otra de 950 nm (luz infrarroja) para medir el estado de oxigenación de la sangre.

Estos valores de longitudes de onda han sido seleccionados dado que la hemoglobina oxigenada y la reducida presentan valores de absorción detectables de forma significativa.

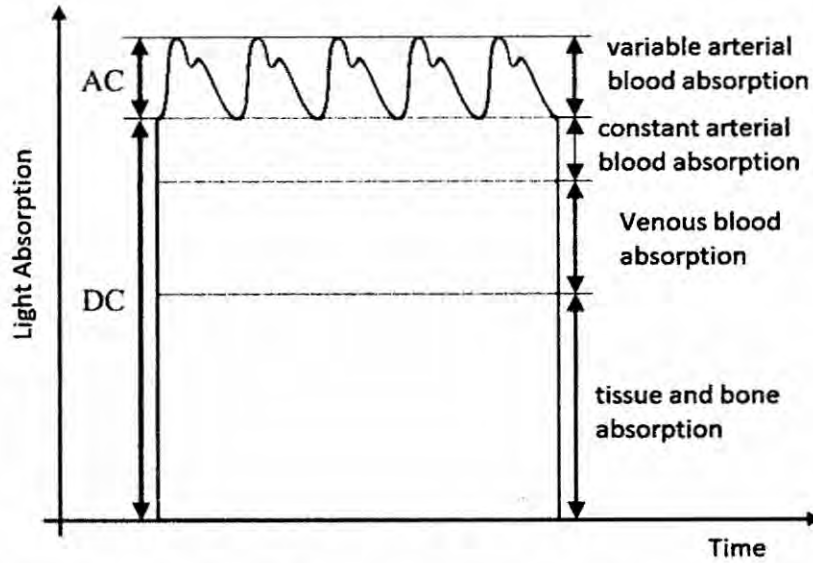
Mediante una serie de trenes de pulso, un oxímetro de pulso enciende alternativamente los diodos rojo (650 nm) e infrarrojo (950 nm). La luz irradiada pasa a través del dedo, lóbulo de la oreja y la saturación de oxígeno (SpO_2) se determina por la medición de la proporción entre la luz roja e infrarroja transmitida hasta el fotodetector (ver la Figura 2.17).

La absorción total de la luz es por la piel, los tejidos musculares, el hueso, la sangre venosa y arterial, etc. Sabiendo que el flujo de sangre arterial es pulsátil mientras que los otros fluidos o componentes de los tejidos no lo son, podemos afirmar que la pulsación del flujo de sangre arterial modula la luz que atraviesa mientras que los otros líquidos o componentes no modulan la luz sino que tiene un valor de observación constante (Ver Figura 2.18).

Se asume entonces, que solo la sangre arterial pulsa en el lugar de medición, lo cual se le conoce también como el componente arterial pulsátil (CA).

FIGURA N° 2.18.

COMPONENTES DE LA ABSORCIÓN TOTAL DE LA LUZ



Fuente: <http://www.intechopen.com/books/adaptive-filtering-applications/adaptive-filtering-by-non-invasive-vital-signals-monitoring-and-diseases-diagnosis>

Debido a los cambios en la absorción de la luz se puede estimar la SaO_2 y la frecuencia de pulso.

También hay un componente estático (CC), constituido por los tejidos musculares, el hueso, los vasos sanguíneos, la piel y la sangre venosa, este componente es poco significativo.

Entonces con la finalidad de determinar el valor de SpO_2 , el oxímetro de pulso mide tanto el componente pulsátil (CA) y el componente no pulsátiles (CC) para cada una de las dos longitudes de onda.

Como durante la diástole no se presenta el componente de sangre pulsátil se realiza la medición de la absorción de luz. Esta medición nos indica la cantidad de luz absorbida por los componentes estáticos

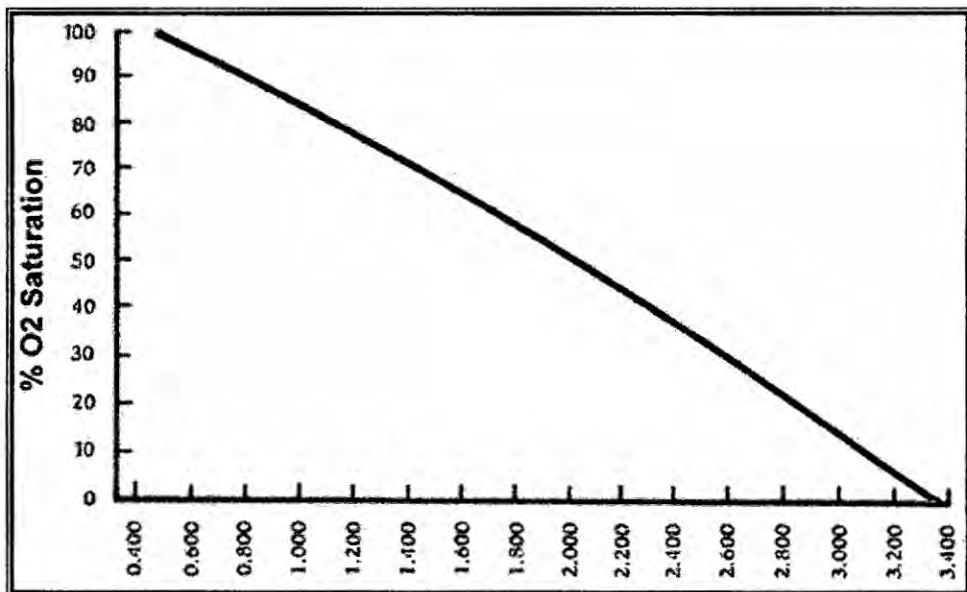
y representa la referencia para la parte pulsante de la absorción. Después se produce la medición durante el siguiente latido del corazón, cuando la sangre pulsante entra en el tejido. En esta oportunidad, la absorción de luz de ambas longitudes de onda se incrementa por efecto de la sangre arterial pulsante.

Una vez detectadas estas magnitudes, se realiza el cociente normalizado de luz transmitida:

$$R = \frac{\frac{AC_{650}(\lambda_1)}{DC_{650}(\lambda_1)}}{\frac{AC_{950}(\lambda_2)}{DC_{950}(\lambda_2)}}$$

FIGURA N° 2.19.

CURVA QUE RELACIONA EL PARÁMETRO R CON LA SPO2



Fuente: <http://www.24x7mag.com/2015/01/understanding-spo2-sensor-testing/>

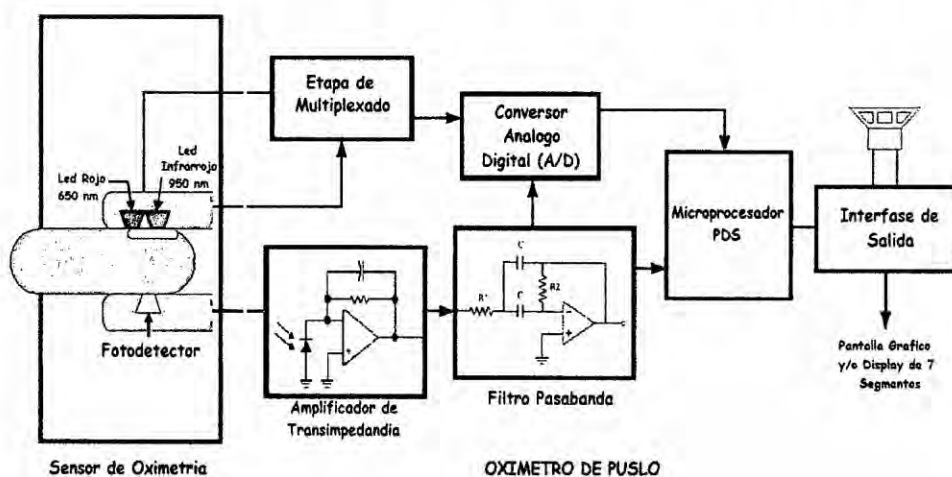
Mediante el valor de R , se determina el valor de SpO_2 mediante la curva de relación entre R y el SPO_2 (ver la Figura 2.19). Se puede verificar que para cada valor de R existe un valor de SpO_2 ; por ejemplo, cuando el resultado de R es 1, la SpO_2 es del 85%; y cuando R alcanza el valor de 0,40, la SpO_2 es del 100%.

Diagrama en Bloques de un Oxímetro de Pulso

En el diagrama en bloques de la Figura 2.20 se muestra el sensor de oximetría con sus diodos emisores de luz (Rojo e Infrarrojo), y el sensor fotodiodo posicionado sobre un dedo. Cada diodo envía trenes de pulsos de luz con una longitud de onda determinada, y es el fotodiodo que ubicado en el extremo opuesto recibe la energía luminica no absorbida.

FIGURA N° 2.20.

DIAGRAMA EN BLOQUES DE UN OXÍMETRO DE PULSO



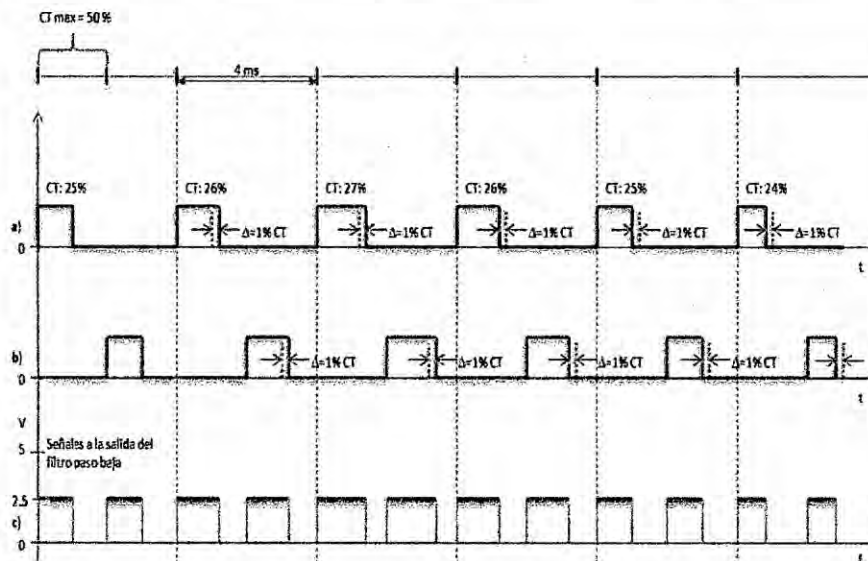
Fuente: Elaboración Propia

Podemos visualizar la presencia de las siguientes etapas:

Eta de Multiplexado es en esta etapa en donde se realiza la activación alternada de los diodos, en sincronismo con el conversor analógico-digital.

FIGURA 2.21

ACTIVACIÓN ALTERNADA DE LOS LED ROJO E INFRARROJO.



Fuente: www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/323/A8.pdf?sequence=7

Eta de Amplificador de Transimpedancia, la energía lumínica no absorbida recibida por el fotodiodo, es convertida en señal eléctrica e ingresa al amplificador de transimpedancia, se elige esta configuración a fin de optimizar la amplificación, en algunos casos se incluye un amplificador logarítmico.

Eta de Filtrado la señal luego de ser amplificada es filtrada mediante un filtro pasabanda, el mismo que se encarga de suprimir

los niveles de continua, las bajas frecuencias y las altas, a fin de seleccionar la información más importante.

Etapa de Conversor A/D los datos de la etapa de filtrado en sincronización con la etapa de multiplexado son digitalizados en el conversor Analogo Digital a fin de poder realizar todas las operaciones y procesamiento de la señal de modo digital.

Etapa de Procesamiento es en esta etapa en donde la información recibida en formato digital es procesada, filtrada y analizada, mediante diversas operaciones y cálculos se realiza la conversión a valores decimales e imágenes conocidas.

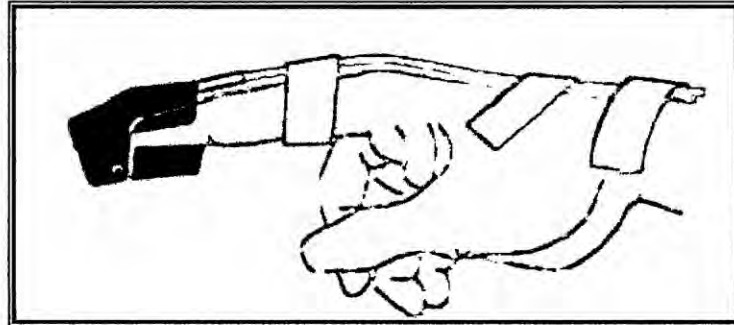
Etapa de Interfaz de Salida, es en esta etapa en donde se realiza las adaptaciones necesarias a fin de poder realizar la activación de la señal de audio para las alarmas o indicaciones de frecuencia como para visualizar los valores o forma de onda de la señal plestimográfica.

Sensor de Oximetría de Pulso

Existen diferentes tipos de sensores, pero todos ellos tienen componentes en común. En todos los casos el sensor de oximetría tiene dos Diodos LED emisores, uno Rojo y uno Infrarrojo, un fotodiodo, estos tres elementos se encuentran unidos en un encapsulado ya sea de plástico o de silicona, además el sensor posee un cable de conexión con el resto del equipo.

FIGURA N° 2.22.

SENSOR TIPO PINZA APLICADA AL DEDO ÍNDICE.

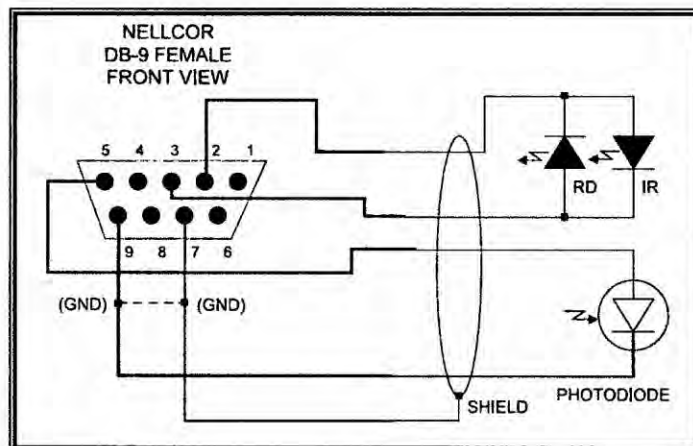


Fuente: www.monografias.com/trabajos90/electromedicina/electromedicina

La luz emitida por los diodos Rojo e Infrarrojo se aplica a una determinada región del cuerpo (dedo o el lóbulo de una oreja), y es captada en el lado opuesto por el fotodiodo. La Figura 2.23 representa el esquema interno de una sonda de medición.

FIGURA N° 2.23.

ESQUEMA DE UN SENSOR DE OXIMETRÍA DE PULSO



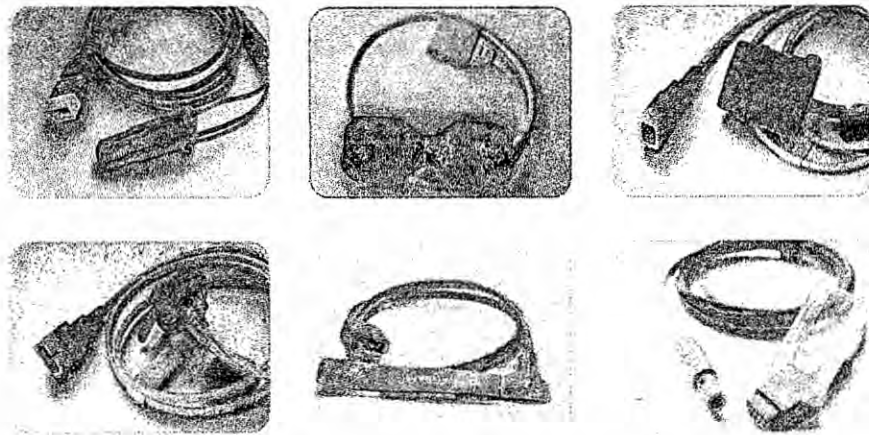
Fuente: <http://www.datrend.com/cms/wp-content/uploads/2014/11/Sensitest>

Operating Manual_Nov2014.pdf

Existen diferentes tipos de sensores de oximetría de pulso, a fin de poder ser usados en adultos, pediátricos o neonatales, para ser usados varias veces o de simple uso. Los mismos se diferencian entre sí de acuerdo al tamaño y su forma de fijación, como ser autoadhesivos o tipo pinza (ver la Figura 2.24).

FIGURA 2.24

DIFERENTES TIPOS DE SENSORES DE SPO2



Fuente: <http://www.ecgcable-industry.com/photo/ecgcable-industry>

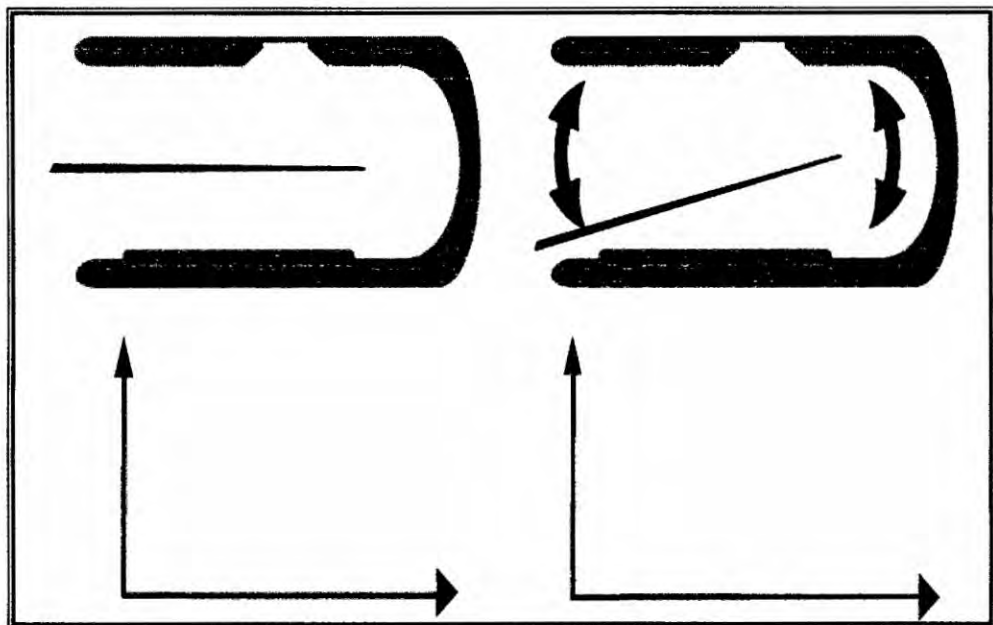
Cuando se utiliza un sensor autoadhesivo o descartable, es necesario asegurarse de que los diodos emisores y el fotodiodo receptor se encuentren alineados de forma opuesta entre sí. Una de las principales consecuencias de la mala alineación entre ellos es una disminución en la intensidad de la señal de salida del sensor, lo cual puede generar un error en la medición de saturación de oxígeno.

Lo mismo puede ocurrir en el sensor tipo pinza, si queremos forzar que el dedo índice ingrese lo más adentro posible del sensor, esto provoca una desalineación (ver la Figura 2.25).

El sensor de Oximetría es quien más sufre el uso diario del oxímetro e incluso al guardarlo o protegerlo lo suelen doblar y así se quiebran los cables internos, por lo cual a menudo suele fallar y debe ser reemplazado a reparado, el análisis del sensor a fin de determinar cuál es el componente deteriorado suele ser un trabajo largo y tedioso.

FIGURA 2.25

DESALINEACIÓN ENTRE LOS LED Y EL FOTODIODO



Fuente: <http://muabanthietbiyte.com.vn/vi/san-pham/>

Existen diferentes tipos de conector en el mercado nacional e internacional (ver la Figura 2.26). Existen diversos fabricantes que proveen sensores de saturación capaces de ser conectadas a diferentes marcas mediante cables de adaptación.

FIGURA 2.26

CONECTOR DE UN SENSOR DE SATURACION DE OXIGENO



Fuente: www.med-linket.com/asp_bin/UploadFile/20120830010821.jpg

Metrología

La metrología es la ciencia que se ocupa de las mediciones, unidades de medida y de los equipos utilizados para efectuarlas, así como de su verificación y calibración periódica. Algunos la definen como “el arte de las mediciones correctas y confiables”. Las mediciones son importantes en la mayoría de los procesos productivos e industriales. Prácticamente todas las empresas, sean grandes, medianas o pequeñas, tienen “necesidades metrológicas”, aunque no siempre las reconocen como tales. Empresarios y consumidores necesitan saber con precisión el contenido exacto de un producto.

Medición

Operación realizada para obtener una magnitud deseada que se encuentre dentro de los límites de tolerancia fijados. Estas medidas no suelen ser exactas pues dependen de diversos factores que afectan el resultado de la medición, como por ejemplo la apreciación del instrumento o de la herramienta empleada, la precisión, las condiciones ambientales y del operador al momento de realizar la medición.

Incertidumbre de la medición

Parámetro asociado a la medición, el cual se caracteriza por mostrar la dispersión de los valores obtenidos en el proceso de calibración. Nos da una idea de que tanto se duda del resultado.

Patrón

Medida materializada, instrumento de medición, material de referencia o sistema de medición destinado a definir, realizar, conservar o reproducir una unidad o uno o varios valores de magnitud, para que sirvan de referencia.

Trazabilidad

Es la propiedad de un patrón o del resultado de una medición tal que pueda relacionarse con referencias determinadas, generalmente a patrones nacionales o internacionales, por medio de una cadena no interrumpida de comparaciones, teniendo todas las incertidumbres determinadas.

Verificación

Grupo de operaciones realizadas por una entidad metrológica, legalmente autorizada, que comprueban y afirman que el instrumento de medición utilizado satisface los reglamentos de la verificación. Se confirma el cumplimiento de requerimientos utilizando evidencias objetivas que pueden incluir cálculos y comparaciones contra especificaciones.

Evaluación

En el ámbito metrológico, una evaluación es una verificación realizada por una autoridad acreditada bajo supervisión directa de su responsable, como respuesta a la solicitud de una persona que duda de los valores medidos por un instrumento.

Simuladores ECG

El simulador de ondas ECG es un equipo de prueba y evaluación utilizado en diversos equipos biomédicos como los monitores de ECG, electrocardiógrafos, holter, etc. con la finalidad de simular las señales eléctricas generadas por el corazón correspondientes a los distintos sistemas de derivaciones. Son utilizados para calibrar, verificar o evaluar los diversos equipos biomédicos que registran la señal eléctrica del corazón.

A continuación se presenta las especificaciones de los fabricantes más conocidos

Fluke Biomedical:

El simulador de paciente modelo 217A de Fluke Biomedical tiene las especificaciones mostradas en la Tabla 2.1.

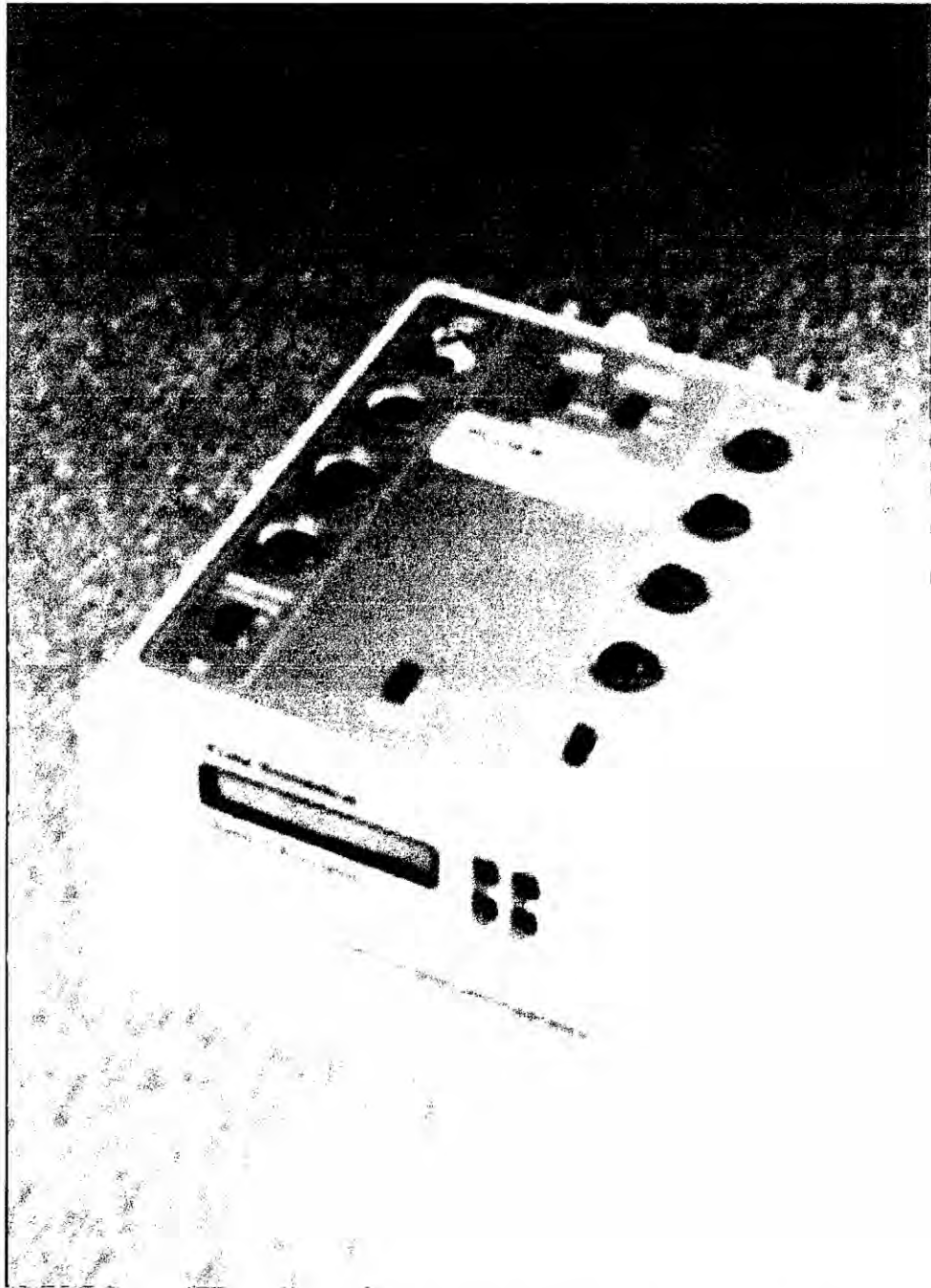
TABLA 2.1
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL SIMULADOR FLUKE
BIOMEDICAL

Configuración de las derivaciones:	12 derivaciones ECG, con nueve salidas independientes para cada señal de derivación, respecto a RL.	
Impedancia de salida:	1000 Ω (respecto a RL).	
Precisión de la Amplitud:	$\pm 5\%$ 2 Hz onda cuadrada hasta 1 mV pp (derivación II).	
Ritmo Normal Sinusoidal	Frecuencia:	30, 60, 80, 120, 160, 200, 240, y 300 BPM.
	Amplitudes:	0.5, 1.0, 1.5, 2.0 mV (derivación II).
Rendimiento ECG	Onda Cuadrada:	2 Hz a 1 mV bipolar.
	Pulsos:	4 s a 1 mV.
	Ondas Seno:	10, 40, 50, 60, y 100 Hz a 1 mV.
	Onda Triangular:	2 Hz y 3 mV.
Arritmias	Selecciones:	45 en total incluyendo ventricular, supraventricular, prematura, conducción, y marcapasos.
	Ritmo Base:	80 BPM, 1.0 mV/Derivación II.
Conectores de salida	Diez conectores con código de colores AHA (American Heart Association) o europeos (IEC) (según norma). Estos Conectores son compatibles con conectores snaps disponibles y con electrodos de 3.2 o 4.0 mm.	

Fuente: Elaboración Propia

FIGURA N° 2.27.

SIMULADOR DE PACIENTE FLUKE BIOMEDICAL MODELO 217A



Fuente: flukebiomedical.com/images/Biomedical/Products/217A_200px.jpg

Metrón:

El simulador de paciente modelo PS-410 de la marca Metrón tiene las especificaciones mostradas en la Tabla 2.2.

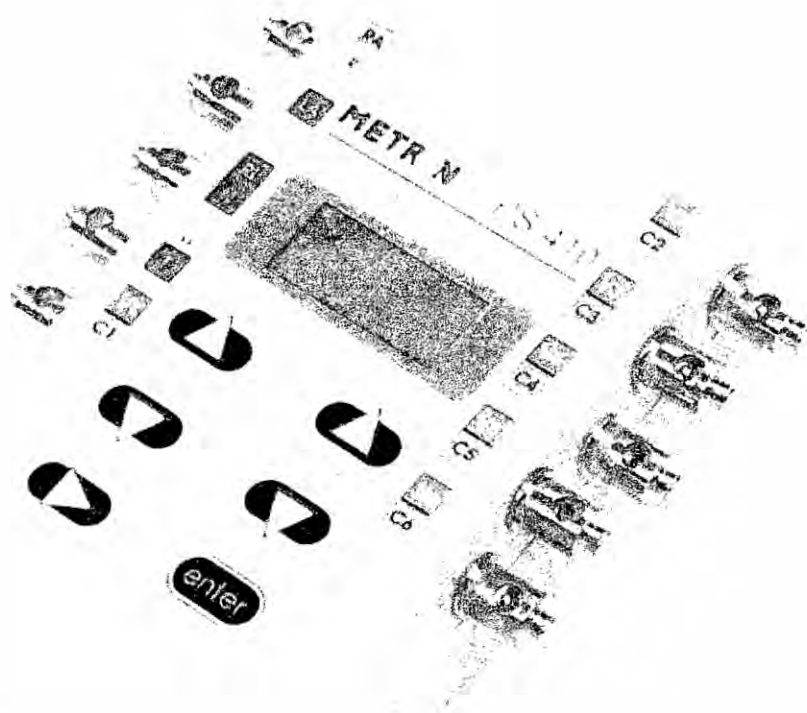
TABLA 2.2
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL SIMULADOR PS-410 DE
METRÓN

Configuración de las derivaciones:	12 derivaciones ECG, con salidas independientes para cada señal de derivación, respecto a RL.	
Impedancia de salida:	940 Ω entre derivaciones.	
Precisión de la Amplitud:	± 2 % precisión en la derivación II.	
Ritmo Normal Sinusoidal	Frecuencia:	30, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180, 200, 220, 240, 260, 280 y 300 BPM, con ± 1 %
	Amplitudes:	0.5, 1.0, 2.0 mV, con ± 2 % precisión (derivación II).
Rendimiento ECG	Onda Cuadrada:	2 Hz y 0.125 Hz.
	Pulsos:	30, 60 y 120 BPM.
	Ondas Seno:	0.5, 5, 10, 40, 50 y 60 Hz a 1 mV.
	Onda Triangular:	2 Hz.
Arritmias	Selecciones:	35 en total incluyendo ventricular, Arritmias supraventricular, prematura, y marcapasos.
	Ritmo Base:	80 BPM
Conectores de salida	Diez conectores con código de colores AHA (American Heart Association) o Europeos (IEC) (según norma). Estos Conectores son compatibles con conectores snaps disponibles y con electrodos de 3.2 o 4.0mm.	

Fuente: Elaboración Propia

FIGURA N° 2.28.

SIMULADOR DE PACIENTE METRON MODELO PS-410



Fuente: <http://blatt-elektronik.de/wp-content/uploads/2015/07/PS-410.jpg>

BC Biomedical:

El simulador de paciente modelo BC Biomedical modelo PS-2010 presenta las especificaciones mostradas en la Tabla 2.3.

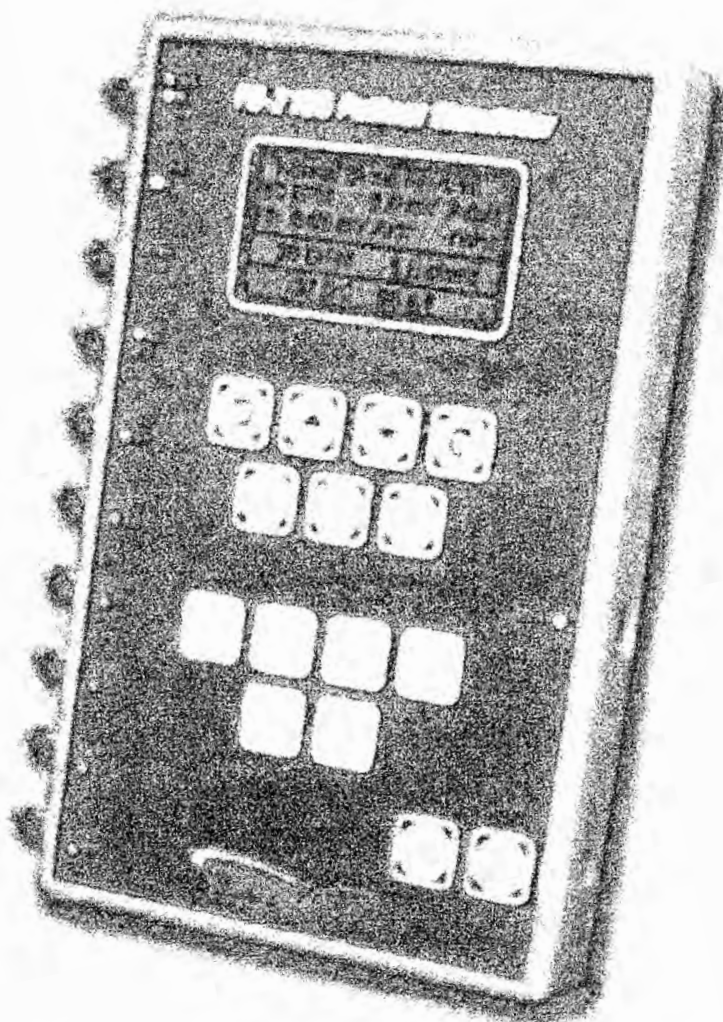
TABLA 2.3
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL SIMULADOR BC
BIOMEDICAL

Configuración de las derivaciones:	12 derivaciones ECG, con salidas independientes para cada señal de derivación.	
Impedancia de salida:	1000 Ω entre derivaciones	
Precisión de la Amplitud:	± 2 % precisión en la derivación II.	
Ritmo Normal Sinusoidal	Frecuencia:	30, 60, 120 y 240 BPM
	Amplitudes:	1.75 mV en derivación I 2.75 mV en derivación II 1.00 Mv en derivación III
Rendimiento ECG (respecto a la derivación II)	Onda Cuadrada:	2 Hz y 0.125 Hz.
	Pulsos:	-
	Ondas Seno:	10, 60 Hz y 100 Hz
	Onda Triangular:	2 Hz.
Arritmias	Selecciones:	-
	Ritmo Base:	-
Conectores de salida	Diez conectores universales de derivación paciente con código de colores AHA (American Heart Association) o Europeos (IEC) (según norma).	

Fuente: Elaboración Propia

FIGURA N° 2.29.

SIMULADOR DE PACIENTE BC BIOMEDICAL MODELO PS-2105



Fuente: http://www.bcgrouptl.com/images/BC_PS-2105.jpg

Normas y Estándares

A continuación se resume las principales Estándares aplicados a la seguridad en monitores ECG y Multiparamétricos, así como la norma de compatibilidad electromagnética que debería cumplir el dispositivo simulador de señales ECG.

Estándar IEC o EN 60601-1-1: Equipamiento eléctrico médico – parte 1: Requerimientos generales de seguridad 1: Requerimientos del sistema médico eléctrico.

Estándar que permite conocer y aplicar los criterios de seguridad eléctrica que se debe tener en cuenta para el diseño del equipamiento médico. El criterio de seguridad eléctrica en este estándar es el más común aplicado internacionalmente pues es un documento integral que establece requisitos y métodos de ensayo para diferentes características del equipo, incluyendo la resistencia mecánica, resistencia a líquidos y seguridad eléctrica. Por ejemplo, para el caso de mediciones de corriente de fuga, esta se realiza en un número de circunstancias controladas, incluyendo el uso de la línea de alta tensión de voltaje en un 10% por encima del voltaje nominal.

La primera parte de este estándar se aplica a equipos médicos en su conjunto, mientras que en la segunda parte, aplica para tipos de dispositivos específicos, tales como monitores electrocardiográficos y multiparamétricos.

Estándar IEC 60601-2-27: Equipamiento eléctrico médico – Parte 2-27: Requerimientos particulares para la seguridad de equipos de monitoreo electrocardiográfico.

Estándar utilizado tanto dentro como fuera de ambientes hospitalarios, como por ejemplo ambulancias y transporte aéreo. Este estándar no aplica para monitores electrocardiográficos para uso en hogares,

Holters, monitores de ritmo fetal, pulsioxímetros y otros dispositivos de grabación de ECG.

Estándar IEC 60601-2-49: Equipamiento eléctrico médico – Parte 2-49: Requerimientos particulares para la seguridad de equipos de monitoreo multiparamétrico.

Estándar utilizado tanto dentro como fuera de ambientes hospitalarios, como por ejemplo ambulancias y transporte aéreo. Este estándar se limita a aquellos monitores que incluyan dos o más funciones, o dos o más equipos conectados a un mismo paciente.

Norma IEC TR 61000-1-4: Compatibilidad electromagnética (EMC) – Parte 1-4: Justificaciones Generales e Históricas para la limitación de emisiones de corrientes armónicas originadas por fuentes de energía de la red pública con frecuencias de hasta 2kHz.

Esta parte de la norma IEC 61000, que es un informe técnico IEC, revisa las causas y efectos de las emisiones de corrientes armónicas originadas por fuentes de energía de la red pública con frecuencias de hasta 2kHz, y describe los razonamientos y cálculos que derivan en los límites de emisiones para los equipos existentes en las ediciones de la norma IEC 61000-3-2.

Marco conceptual

Principios, Leyes, dirigidos a fundamentar la Tesis de Maestría.

Los principios y leyes que fundamentaron este trabajo de investigación son descritos en cada momento que sea necesario en el desarrollo del trabajo

2.6 Definición de términos.

Aorta: vaso arterial mayor que lleva la sangre desde el corazón para distribuirla por todo el organismo mediante ramificaciones arteriales.

Apnea: ausencia de respiración.

Arritmia: alteración temporal o de intensidad del ritmo del latido cardíaco.

Arteriola: una de las pequeñas ramificaciones terminales de una arteria que acaba en los capilares.

Arteria: vaso por donde se bombea la sangre que se aleja del corazón.

Arteria y seno coronario: vasos que llevan la sangre a y procedente de las paredes del propio corazón.

Aurícula ventricular: situado entre una aurícula y un ventrículo del corazón.

Aurícula: cavidad o conducto anatómico; especialmente una cámara esencial del corazón donde regresa la sangre procedente de la circulación.

Bloqueo cardíaco: retraso o interferencia en el mecanismo de conducción debido al cual los impulsos no se propagan por todo el miocardio o una parte importante de él.

Bradycardia: ritmo cardíaco lento.

Capilares: cualquiera de los vasos más pequeños del sistema vascular sanguíneo que conecta las arteriolas con las vénulas y forma redes entre ellas.

Cardíaco: hace referencia al corazón.

Cardiología: estudio del corazón, su funcionamiento y enfermedades.

Diástole: expansión recurrente rítmica, especialmente la dilatación de las cavidades del corazón cuando están llenas de sangre.

Diastólico: de o relativo a la diástole, p. Ej. Presión sanguínea diastólica.

Dicrótico: que tiene un doble latido; segunda expansión de la arteria o relacionada con ella que se produce durante la diástole del corazón.

Electrocardiograma: registro de la actividad eléctrica del corazón.

Electrocardiógrafo: instrumento utilizado para medir la actividad eléctrica del corazón.

Electrodo: dispositivo utilizado para formar interfases en la medida de potenciales y corrientes iónicas

Extrasístole: contracción prematura del corazón independiente del ritmo nodal.

Fibrilación: contracción espontánea de fibras musculares individuales; en particular, actividad asíncrona del corazón.

Fibrilación ventricular: actividad asíncrona convulsiva de los ventrículos del corazón.

Isoeléctrico: completamente uniforme eléctricamente; que tiene el mismo potencial eléctrico y por tanto no da lugar a corriente.

Isquemia: anemia localizada debida a una obstrucción en la circulación sanguínea.

Latencia: retraso temporal entre estímulo y respuesta.

Membrana: fina capa de tejido que cubre una superficie o divide un espacio u órgano.

Miocardio: paredes de la cámara del corazón que contienen la musculatura que actúa durante el bombeo de la sangre.

Nódulo sinoauricular: marcapasos del corazón - una agrupación microscópica de fibras musculares cardíacas que es responsable de iniciar cada ciclo de contracción cardíaca.

Paro cardíaco: detención del latido cardíaco normal.

Sístole: contracción, o período de contracción, del corazón, especialmente de los ventrículos. Coincide con el intervalo entre el primer tono cardíaco y el segundo, durante el que se bombea la sangre a la aorta y al tronco pulmonar.

Vena cava inferior: vena principal que retorna al corazón la sangre.

Ventrículo: cámara del corazón que recibe sangre de la aurícula correspondiente y desde donde se envía a las arterias.

Vénula: vena pequeña; especialmente una de las minúsculas venas que conectan la red capilar con las venas más grandes de la circulación.

Magnitud: propiedad de un fenómeno, cuerpo o sustancia, que puede expresarse cuantitativamente mediante un número y una referencia

Unidad de medida: magnitud escalar real, definida y adoptada por convenio, con la que se puede comparar cualquier otra magnitud de la misma naturaleza para expresar la relación entre ambas mediante un número

Sistema internacional de Unidades: sistema de unidades basado en el Sistema Internacional de Magnitudes, con nombres y símbolos de las unidades, y con una serie de prefijos con sus nombres y símbolos, así como reglas para su utilización, adoptado por la Conferencia General de Pesas y Medidas (CGPM)

Medición: proceso que consiste en obtener experimentalmente uno o varios valores que pueden atribuirse razonablemente a una magnitud.

Metrología: ciencia de las mediciones y sus aplicaciones

Mensurando: magnitud que se desea medir

Principio de medida: fenómeno que sirve como base de una medición

Método de medida: descripción genérica de la secuencia lógica de operaciones utilizadas en una medición

Procedimiento de medida: descripción detallada de una medición conforme a uno o más principios de medida y a un método de medida dado, basado en un modelo de medida y que incluye los cálculos necesarios para obtener un resultado de medida

Resultado de medida: conjunto de valores de una magnitud atribuidos a un mensurando, acompañados de cualquier otra información relevante disponible

Error de medida: diferencia entre un valor medido de una magnitud y un valor de referencia

Incertidumbre de medida: parámetro no negativo que caracteriza la dispersión de los valores atribuidos a un mensurando, a partir de la información que se utiliza

Trazabilidad metrológica: propiedad de un resultado de medida por la cual el resultado puede relacionarse con una referencia mediante una cadena ininterrumpida y documentada de calibraciones, cada una de las cuales contribuye a la incertidumbre de medida

Verificación: aportación de evidencia objetiva de que un elemento satisface los requisitos especificados

Instrumento de medida: dispositivo utilizado para realizar mediciones, solo o asociado a uno o varios dispositivos suplementarios

Resolución: mínima variación de la magnitud medida que da lugar a una variación perceptible de la indicación correspondiente

Error máximo permitido: valor extremo del error de medida, con respecto a un valor de referencia conocido, permitido por especificaciones o reglamentaciones, para una medición, instrumento o sistema de medida dado

Patrón de medida: realización de la definición de una magnitud dada, con un valor determinado y una incertidumbre de medida asociada, tomada como referencia

Patrón de medida de Trabajo: patrón utilizado habitualmente para calibrar o verificar instrumentos o sistemas de medida

Abreviaturas utilizadas

ECG/EKG : Abreviatura de electrocardiograma.

EMG : Abreviatura de electromiografía.

PTV : Abreviatura de Potenciales tardíos ventriculares

III VARIABLE E HIPÓTESIS

En este caso lo más importante es definir adecuadamente las variables a fin de lograr correlacionarlos con la hipostasis

3.1 Definición de las variables:

Para demostrar y comprobar la hipótesis formulada anteriormente, esta se operacionaliza determinándose relaciones pertinentes entre las tres variables, las que se muestran en la Tabla N° 3.1

TABLA N° 3.1.
DESCRIPCIÓN DE VARIABLES.

VARIABLE	DESCRIPCIÓN
Variable X	Generación de señales ECG y Análisis de sensor de Spo2
Variable Y	Diseño del Simulador de ECG y Analizador de SPO2
Variable Z	Mejoramiento en el tiempo de mantenimiento y paralización de equipos.

Fuente: Elaboración Propia

3.1.1 Relación entre las variables de la investigación.

La Relación entre las variables es Mediante la Variable Y se podrá realizar la Variable X, lo cual dará como resultado la Variable Z

3.2 Operacionalización de variables.

De igual manera, operacionalizando las variables formuladas, se determinaron los indicadores pertinentes para cada una de las variables que a continuación se indican:

Variable X: Generación de señales ECG y Análisis de sensor de Spo2

Indicadores:

<i>Análisis de la Fisiología Cardíaca</i>	X1
<i>Generación de las señales ECG</i>	X2
<i>Análisis de sensor de Spo2</i>	X3

Variable Y: Diseño del Simulador de ECG y Analizador de SPO2

Indicadores: Etapas del Diseño

<i>Fuente de alimentación</i>	Y1
<i>Etapa de Generación de señales</i>	Y2
<i>Etapa de Análisis de sensores de spo2</i>	Y3
<i>Panel de Control</i>	Y4
<i>Etapa de visualización</i>	Y5
<i>Diagramas del Equipo</i>	Y6

Variable Z: Mejoramiento en el tiempo de mantenimiento y paralización de equipos.

Indicador: Prestación de servicio

<i>Muy bueno</i>	Z1
<i>Bueno</i>	Z2

Indicador: Contraprestación de servicio

Precio Z3

Indicador: Mejoramiento del Tiempo de Mantenimiento

Alto Z4

Medio Z5

3.3 Hipótesis General e Hipótesis Específicas.

3.3.1 Hipótesis General

El uso del Simulador de Paciente Biomédico para Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso para evaluar el correcto funcionamiento del monitorio cardiaco y la saturación de oxígeno en sangre ayuda a diagnosticar en forma oportuna a los equipos biomédicos y sus accesorios y minimizan los tiempos de mantenimiento y paralización de los equipos.

3.3.2 Hipótesis Específicas

Hipótesis Especifica N°1.

Mediante la Información de la necesidad concreta sobre los equipos con mayor cantidad de fallas o más recurrentes en el mantenimiento preventivo y correctivo en el país se selecciona el desarrollo adecuado de un Equipo que resuelve los problemas más significativos.

Hipótesis Especifica N°2.

El uso de un Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso optimiza el diagnóstico oportuno del funcionamiento de los equipos y sus accesorios.

Hipótesis Específica No 3

El Incorporar métodos de verificación y calibración de equipos biomédicos contribuye a mejorar la calidad de atención mediante la medición de los correctos parámetros de funcionamiento de estos equipos.

IV METODOLOGÍA.

4.1 Tipo de investigación.

Método científico de investigación.

El método de investigación es científico con todas etapas de desarrollo realizando el análisis de lo particular a lo general, para garantizar la confiabilidad y calidad del equipo simulador de paciente y analizador de sensor de spo2.

4.1.1 Temporal.

El estudio es del tipo transversal, su ejecución se planificó en un año.

4.1.2 Espacial

La investigación comprende el espacio geográfico de Perú, sin embargo las pruebas se realizaron en los Hospitales del Seguro social, del Ministerio de Salud y de Clínicas particulares en la ciudades de Lima.

4.2 Diseño de la investigación.

4.2.1 Investigación teórico-simulado.

Es necesario tener en cuenta que el equipamiento biomédico de los Hospitales de la Seguridad Social, los hospitales del Ministerio de Salud y las Clínicas privadas necesitan optimizar

los tiempos de ejecución del mantenimiento y los tiempos de paralización de los equipos a fin de brindar un mejor servicio a la población, con esta investigación se reducen estos tiempos y mejorar así la calidad de vida de los equipos y en forma indirecta de los pacientes.

4.2.2 Etapas de la investigación.

Etapa N°1.

La primera etapa consistió en realizar un análisis sobre los equipos con mayor incidencia de fallas, de lo que se concluyó que la necesidad real en los Establecimientos de Salud en el país es un equipo simulador de ECG y un analizador de sensores de SPO2.

Etapa N°2.

La segunda etapa consiste en el diseño y construcción del Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso.

Etapa N°3.

La tercera y última etapa consiste en la implementación y verificación de Electrocardiógrafos y sensores de oximetría de pulso a fin de detectar el correcto funcionamiento o las fallas que pudieran presentar.

4.3 Población y muestra.

En el presente trabajo de investigación, por su naturaleza, este rubro no es aplicable, toda vez que se realizaran las pruebas de verificación y ajuste del simulador de paciente hasta llegar a un equipo confiable.

4.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos.

Levantamiento de datos en campo.

Realizó un levantamiento de información de campo de Hospitales y Clínicas en la ciudad de Lima, para poder analizar el prototipo a fabricar y las pruebas respectivas.

Mediciones de equipos y pruebas de sensores

Se realizaron de manera directa un equipo de electrocardiografía como única muestra y diferentes cables sensores saturación de oxígeno.

Información de los Equipos y Sensores.

Se recolectó toda la información necesaria de las características específicas de los equipos y de los sensores a analizar para el estudio de la presente tesis

4.5 Procedimiento de recolección de datos.

Modelamiento del simulador de paciente cardiaco y analizador de sensores.

Para realizar el presente estudio se utilizó el software de simulación como el ISIS - Proteus para la parte electrónica.

4.6 Procesamiento estadístico y análisis de datos.

Primera etapa:

Recolección de datos e información necesaria para determinar el tipo de simulador a construir, el resultado fue un simulador de ECG y un análisis de sensor de spo2.

Segunda etapa:

Una vez diseñado del Simulador de Paciente y analizador de sensores, se realizaron más de 100 análisis de sensores de spo2 y más de 100 mediciones del complejo cardiaco, tanto normal como con patologías simuladas, el resultado fue la optimización del prototipo.

Tercera Etapa:

Evaluación de los datos de los resultados de la segunda etapa en la optimización del prototipo Simulador de Paciente y analizador de sensores para el presente estudio de investigación.

V RESULTADOS.

En este capítulo se presentan los resultados de la implementación de las pruebas realizadas para la verificación de electrocardiógrafo y los sensores de saturación de oxígeno en sangre, se muestra una simulación de la etapa de Simulación del latido cardiaco y el análisis del sensor de Saturación de Oxígeno en Sangre.

5.1 Determinación del Simulador a Diseñar

Como parte de la investigación de la problemática se realizó una encuesta dentro de un grupo de Especialistas en Ingeniería biomédica, Ingeniería clínica y Mantenimiento de Equipos Médicos con el siguiente Esquema:

ENCUESTA DE EQUIPOS BIOMÉDICOS CON MAYOR INCIDENCIA DE FALLAS EN LOS ESTABLECIMIENTOS DE SALUD DEL PERÚ.

1. ¿Cuál es su experiencia en cuanto a la Gestión de Tecnología en salud en el País de los siguientes rubros?
 - a) Ingeniería Biomédica
 - b) Ingeniería Clínica
 - c) Mantenimiento de Equipos Médicos
2. ¿En años podría indicar la experiencia en el mantenimiento de Equipos Médicos en forma directa o indirecta?
 - a) Menos de 2
 - b) De 2 a 5
 - c) De 5 a 10
 - d) más de 10
3. ¿La experiencia podría indicarse en que sectores?

- a) EsSalud b) Minsa c) FFAA d) Privada
4. ¿Cuáles son los equipos con mayor incidencia de Falla en los Establecimientos de Salud, según su experiencia?
- a) Monitores Cardiacos b) ECG c) Electrobisturí
c) Oxímetros de Pulso d) Otros
5. ¿Cuál suele ser y la falla más común?
- a) Fuente de alimentación b) Calibración c) Cable Sensor
d) Cable ECG e) Pantalla y teclado
6. ¿Cuál sería el simulador que podría ayudar más a optimizar los tiempos de mantenimiento en esos casos?
- a) Simulador ECG b) Analizador de Riesgo Eléctrico
c) Termómetro d) Simulador de Dedo - Spo2 e) Analizador de Sensores de Spo2

Esta encuesta fue entregada a cada especialista y de manera anónima (Ingenieros Electrónicos, Mecánicos, Industriales y Eléctricos) los cuales trabajan y se encuentran estudiando especialización en ingeniería biomédica en el momento de la encuesta julio 2014. Se realizó un total de 20 encuestas resueltas cuyos resultados se presenta a continuación:

1. En cuanto la primera pregunta un total de 17 encuestados marcaron b) y c) y 3 marcaron a), lo que refleja que de los encuestados el 85% es conocedor del tema de Equipos hospitalarios y simuladores biomédicos para el Mantenimiento.

2. En cuanto la segunda pregunta dos marcaron a), 3 marcaron la c), 9 marcaron c) y seis marcaron d), lo que refleja que de los encuestados el 30% cuenta con una experiencia de más de 10 años, el 45% con una de más de 5 años y menos de 10, con lo que se tiene que el 75% tiene una experiencia mayor a 5 años en el rubro biomédico.

3. Para finalizar la primera etapa de la encuesta sobre la confiabilidad de los encuestados y la competencia en el rubro de la investigación en la tercera pregunta se obtuvo que 16 marcaron a), b) y e) y 4 marcaron a), b) y c) con lo que podemos concluir que la experiencia del 100% de los encuestados es en Hospitales del Ministerio de Salud y de EsSalud.

TABLA N° 5.1
EQUIPOS CON MAYOR INCIDENCIA DE FALLA EN LOS
ESTABLECIMIENTOS DE SALUD

EQUIPOS	CANTIDAD	PORCENTAJE
Monitor Cardiaco	17	85%
Electrocardiógrafo (ECG)	17	85%
Electrobisturí (ESU)	2	10%
Oxímetros de Pulso	19	95%
Otros	2	10%
TOTAL ENCUSTAS	20	100%

Fuente: Elaboración Propia

4. En cuanto la Cuarta pregunta Quince marcaron a), b) y d); Dos a), c) y d), Uno marcó b) y d), Uno marco b) y e) y Uno marcó d) y e), lo que refleja que de los encuestados, 19 de ellos coincide en que los equipos con mayor cantidad de fallas son monitores cardiacos electrocardiógrafos y oxímetros de pulso, es decir un 95% coincidió con este resultado.

5. En cuanto la falla más común presentada, se centraron en fuente de alimentación, calibración para el caso de Monitores cardiacos y ECG y sensores o cables sensores para el caso de Oxímetros de Pulso.

Cabe señalar que entre Monitores Cardiacos y Electrocardiógrafos suman 19, dado que los encuestados señalaron ambos equipos

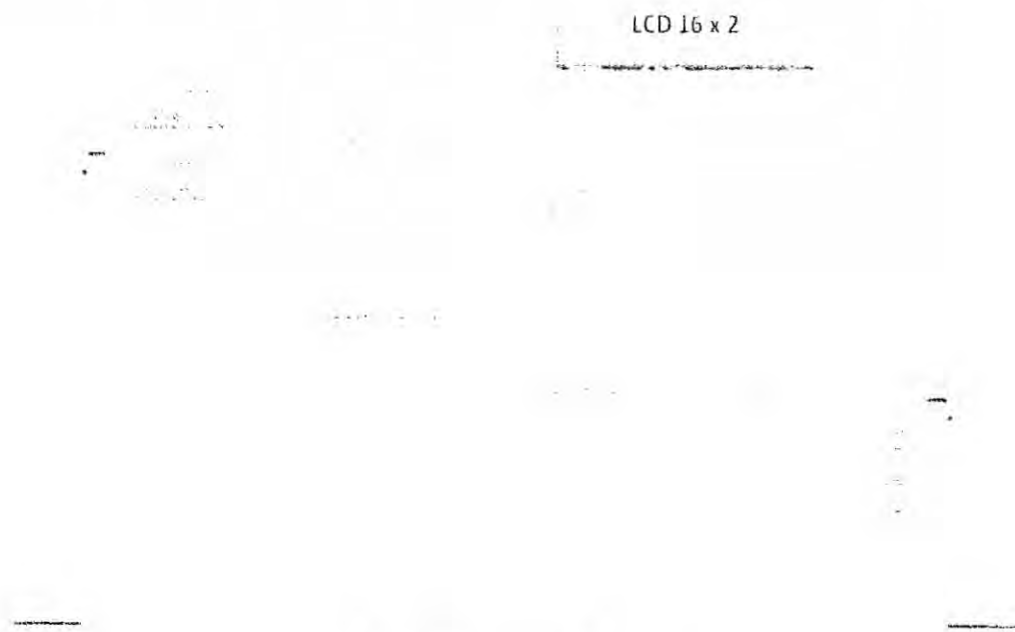
6. Finalmente en esta pregunta se verificó que el 95% de los encuestados opinó que debería tenerse un simulador de ECG y un analizador se sensores de SPO2, lo cual es concordante con la pregunta 4.

5.2 Etapa del Simulador de ECG y Analizador de Sensor

Este diseño utiliza un microprocesador el PIC18F452 como el cerebro del Equipo, el cual mediante el encoder selecciona si se trabaja de modo Simulador ECG o de Modo Analizador de Sensor.

En la Figura N° 5.1 podemos apreciar las principales etapas del equipo, claramente apreciamos dos bloques el de Simulador y el de analizador, en común tienen el PIC, el encoder y el LCD,

FIGURA N° 5.1
DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SIMULADOR



Fuente: Elaboración Propia

Simulador de ECG

Para el diseño de la etapa del Simulador de ECG (señales electrocardiográficas) se realizaron varios procesos internos y propios del objetivo de la etapa, de los cuales podemos mencionar:

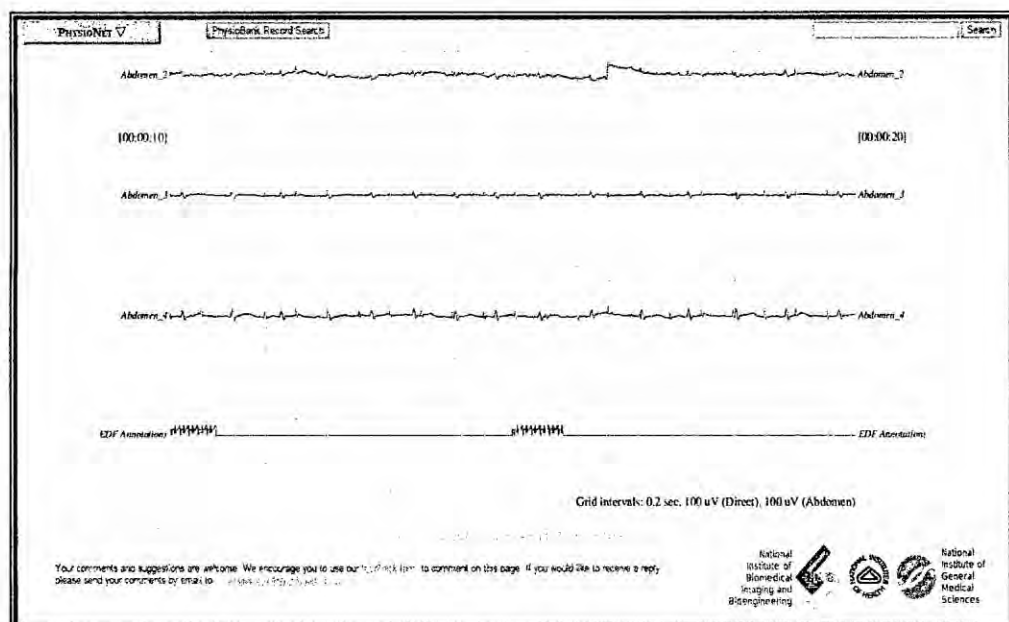
Obtención de la base de datos de señales reales de la base de datos de Physionet.com:

Lo primero que se necesita para poder generar la señal de ECG es tener la señal propiamente dicha, la misma que se puede conseguir de varias maneras, a saber:

Modelo Matemático: Se realiza la simulación de las señales mediante las formas básicas de la señal ecg, es decir la Onda P, el complejo QRS y la onda T, luego se fusionan en una misma función, se utiliza las series de Fourier y Matlab generalmente.

FIGURA N° 5.2

WEB DE PHYSIONET.COM - BASE DE DATOS DE SEÑALES BIOMEDICAS



Fuente: <https://www.physionet.org/physiobank/>

Modelo de Duplicación: Se utiliza como referencia un equipo patrón del cual se extraen las señales puede ser de otro simulador físico o virtual.

Modelo de Base de Datos: Se recurre a una base de datos en donde las señales de ECG reales se muestran en sus diferentes componentes digitalizados en tiempo.

Se debe mencionar que en todos los casos es importante tener en cuenta la frecuencia de muestro y la ganancia al momento de la adquisición de los datos a fin de poder reproducir adecuadamente en la etapa de salida.

Almacenamiento de cada muestra en la memoria de un microcontrolador:

Esta base de datos debe expresarse en códigos tales que puedan entenderse en el programa del microprocesador, así se guarda en la memoria de datos del microcontrolador a utilizar, el cual es la base del simulador de ECG, está encargado de mostrar la señal de ECG y controlar los demás elementos utilizados para el desarrollo del simulador.

Seleccionar la Onda o señal de ECG a simular:

Al tener las 04 señales almacenadas, el usuario puede escoger una señal específica mediante el teclado, pudiendo seleccionar a su vez ganancia (1/2, 1 y 2 mV) y en frecuencia cardiaca (60, 90 y 120 bpm).

Del simulador al electrocardiógrafo:

Una vez escogida la señal, definida su amplitud y ganancia, esta es ingresada al conversión Digital / Análogo y posteriormente a la adaptación de amplitud en donde debe de llegar al valor de amplitud seleccionado, finalmente llega a la RED Resistiva en donde se descompone la señal en las diferentes puntos en los cuales se conecta el Equipo.

Características del simulador

El dispositivo simulador de señales ECG va a ser utilizado para evaluar equipos como electrocardiógrafos, monitores de signos vitales y monitores Holters monitores y comprobar si las señales de entrada, que en conjunto representan las derivaciones del corazón, son iguales a las señales mostradas del corazón. Para esto, esta etapa de simulador de ECG de esta tesis presenta las siguientes características, a saber:

Características Funcionales del simulador ECG:

- Derivaciones ECG: 12 (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 y V6).
- Tipo de señal: SRN (Ritmo Sinusal Normal) y Cuadrada
- Amplitud: 0.5mV, 1mV y 2mV.
- Frecuencia: 60, 90 y 120 bpm (latidos por minuto).
- Salidas del simulador: R (brazo derecho), L (brazo izquierdo), F (pierna izquierda), RF (pierna derecha), C1, C2, C3, C4, C5 y C6.

Características técnicas del simulador ECG:

- Impedancia de salida: más de 500 Ω entre derivaciones.
- Precisión de frecuencia en la salida: $\pm 2\%$
- Precisión de amplitud en la salida: $\pm 3\%$
- Alimentación (energía): Batería de 9 V - DC.

Elementos del simulador

Para el diseño del simulador se necesitó de diversos componentes para su funcionamiento; se necesitó un microcontrolador para mostrar la señal digital, un conversor digital-análogo para volver al estado análogo la señal y una pantalla LCD de 16X2 para mostrar los datos de la señal y las opciones de selección, un arreglo resistivo y amplificadores operacionales, finalmente la Red Resistiva para la generación de las 10 señales a simular.

Microcontrolador: Base principal del simulador y encargado de controlar los demás elementos utilizados en el diseño. Por medio de su programación, utilizando el lenguaje de programación en MikroC, se logra activar y desactivar el DAC, además de controlar la pantalla LCD y el encoder, dada la naturaleza de este proyecto, se utilizó el PIC 18F452.

Conversor Digital-Análogo (DAC): Elemento utilizado para regresar la señal Digitalizada en Physionet a su estado inicial de manera analógico luego de haber pasado por una etapa de procesamiento digital.

Filtro: Elemento encargado de obtener la señal libre del ruido y dentro del rango de frecuencias de las señales mostradas para poder tener la señal lo más clara posible.

Atenuador: Elemento encargado de acondicionar la señal de ECG y ponerla en su tamaño inicial con la que fue capturada.

Etapas del diseño del simulador

Dentro del diseño del simulador se logra diferenciar cuatro etapas, Adquisición de la señal, Procesamiento y digitalización de la señal, muestra de la señal y acondicionamiento de la señal.

Dado que la señal electrocardiográfica se encuentra en el rango de 0.67 a 100 Hz, mediante el criterio de Nyquist se consideró utilizar una frecuencia superior a 200Hz, con lo que finalmente se estableció una frecuencia de muestreo cinco veces superior (valor práctico) para asegurar la adecuada reconstrucción de la señal pero sin sobrecargar el trabajo de escritura del microcontrolador.

Al inicio de esta etapa se trabaja con señales digitales en el microcontrolador, el cual controla la habilitación del Conversor digital análogo (DAC). La habilitación del DAC se realiza enviando un 1 lógico (5V) al DAC, a la vez este realiza la conversión y se tiene a la salida una señal analógica.

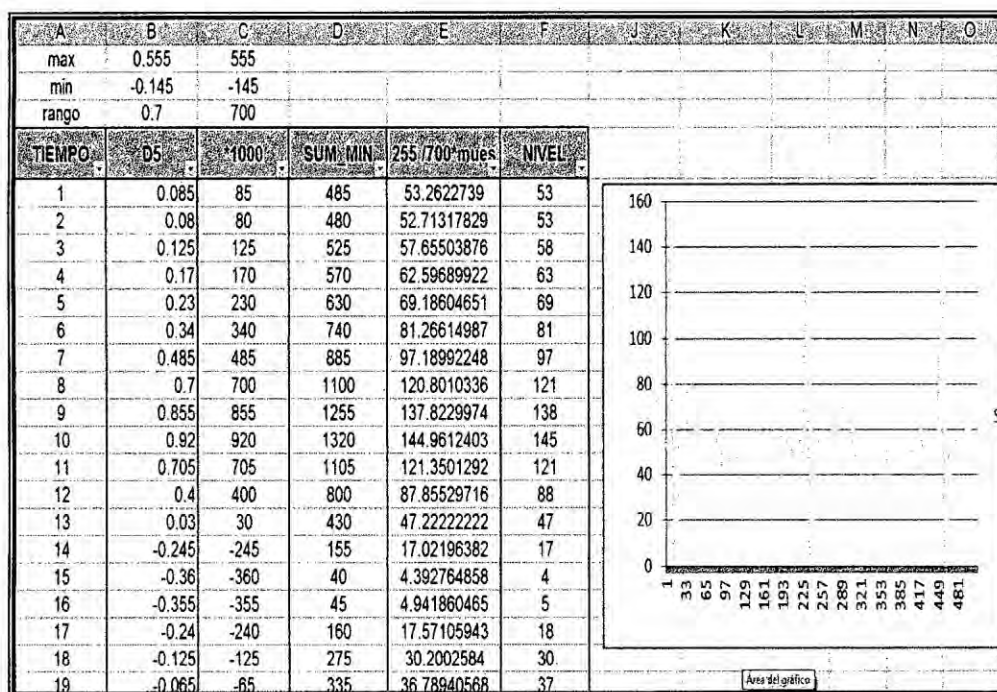
La señal de salida del DAC es una señal a la que podemos denominar **señal base**, pues contiene la señal del ECG de la Derivada II con la

que se formaran las demás es decir RA, RF, LA y LL y claro esta C1, C2, C3, C4, C5 y C6 que corresponden a la precordiales.

A continuación se muestra una tabla con los datos exportados a una hoja de cálculo:

TABLA. N° 5.2.

HOJA DE CÁLCULO MOSTRANDO LOS DATOS DE PHYSIONET



Fuente: Elaboración Propia

Acondicionamiento de la señal

En esta etapa se tiene las señal ECG de la Derivada II en un rango de voltaje de +/- 5V, pero para ingresar las señales al monitor deben estar en el rango de 1mV a 2mV. Al tener las señales parciales se ingresa a un módulo de filtrado en cada señal por separado para quitar el ruido y tener la señal lo más limpiamente posible.

FIGURA N° 5.3

ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL



Fuente: Elaboración Propia

Finalmente, luego de pasar por el filtro se produce el módulo de atenuación en cada señal por separado para lograr obtener en los valores que inicialmente fueron tomados, para este caso señales de 1mV y 2mV. Al término de esta etapa se tienen las señales finalmente en su forma original para ser ingresadas al equipo a evaluar.

Programación

La programación del microcontrolador se realizó en el lenguaje de programación MikroC debido a la facilidad de programación y a los conocimientos previos del. A continuación se muestran algunos detalles del programa principal y de las subrutinas.

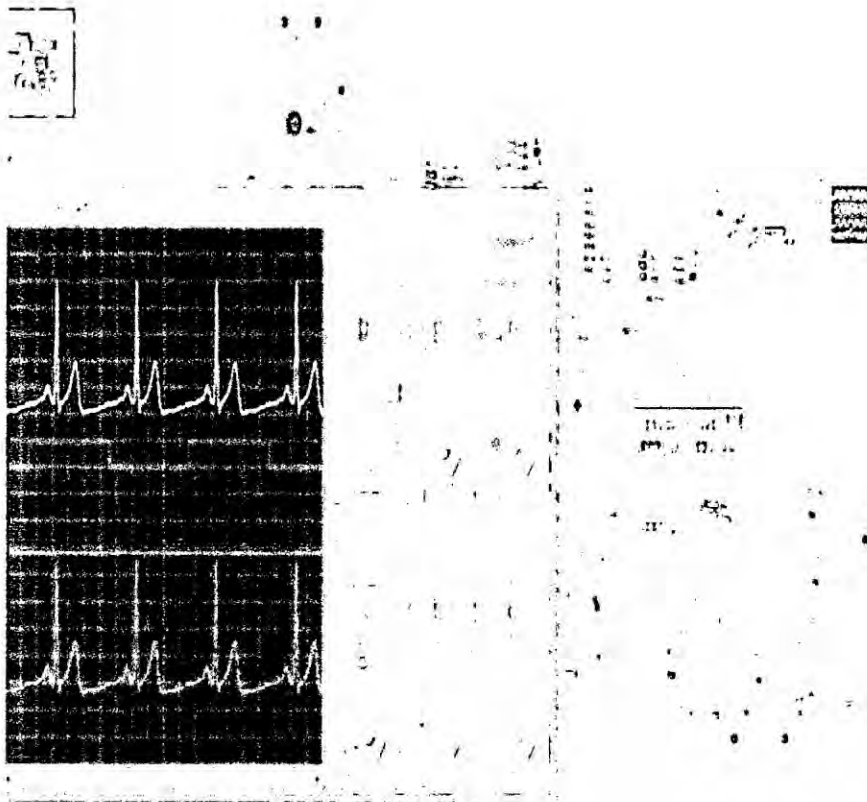
Programa Principal

El diagrama de flujo presentado en la siguiente figura es la base del simulador donde inicialmente se configuran los puertos indicando los pines de salida como el puerto D y los pines de control como el puerto C, luego se inicializan las variables a utilizar en el programa colocando su valor a cero.

Se inicia el programa indicando la versión del software e inicializando en cero todas las variables y contadores.

FIGURA N° 5.4

PANTALLA LCD DEL SIMULADOR EN FUNCIONAMIENTO



Fuente: Elaboración Propia

Subrutina de Pantalla LCD

Esta subrutina está encargada de inicializar el LCD y de habilitar los cambios de Escritura en la pantalla, así como de establecer los mensajes a mostrar, asimismo esta subrutina realiza interconexión con la rutina del Encoder.

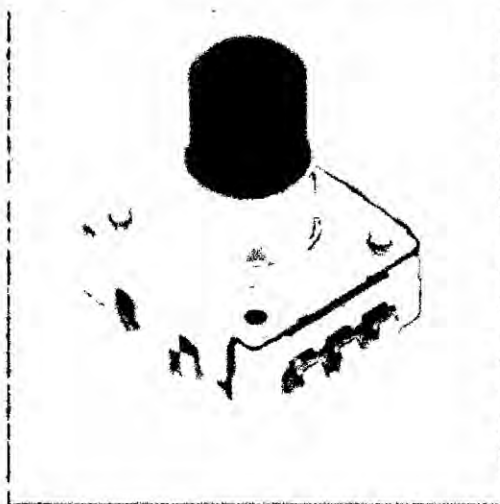
Como se puede apreciar en la Figura N° 5.4, en la Pantalla podemos observar la Pantalla LCD en la misma que se puede seleccionar el tipo de Onda, Su amplitud y su frecuencia.

Subrutina Datos

Esta subrutina está compuesta la vez por la etapa de ingreso de datos de las señales de ECG, es decir los valores de cada señal y la etapa del envío de esa señal por el puerto D del microcontrolador mediante la habilitación del DAC y aro respondiente de Resistencias

FIGURA N° 5.5

ENCODER PARA EL MANEJO DEL SIMULADOR DE ECG



Fuente: Elaboración Propia

Subrutina de Encoder

En esta subrutina se habilitan el manejo del encoder el cual es el único elemento con el cual se puede manipular la información en la pantalla además de seleccionar los valores de la señal ECG correspondiente a la Simulación de la señal electrocardiográfica.

El Objetivo principal del Encoder Rotativo es la selección de las diversas opciones, características propias de la formas de Onda del ECG, el inicio para el testeo de los sensores de saturación, entre otros, para su aleación se tuvo en cuenta las siguientes características:

- De fácil manejo
- Reemplace al teclado o botones de control
- Nivel de Programación medio
- Bajo Costo total
- Tamaño reducido
- Con pulsador incorporado
- Bajo N° de Pines de Control

Los Encoder Rotativos, mal llamados “Potenciómetros Digitales”, se convirtieron en un componente muy común en los equipos electrónicos. Están presentes en la mayoría de los Auto-radios, amplificadores de potencia, fuentes de alimentación, etc, permitiendo ajustar diferentes parámetros.

Un encoder rotativo es un elemento que indica mediante posiciones codificadas su posición. En este trabajo se ha empleado un encoder rotativo con 12 posiciones (cada 30°) e infinito, es decir, que podemos

darle vueltas hacia ambos lados sin límite. Cuando pasamos por cada paso se nota un pequeño resalte que indica que se ha llegado a la nueva posición. Esta es la señal de salida de un encoder rotativo:

FIGURA N° 5.6
ETAPAS DEL SIMULADOR DE ECG



Fuente: Elaboración Propia

El error total del simulador es de 0.59% lo que cumple con el error establecido de los simuladores comerciales donde se verifica un error de 2% en amplitud.

Tal como se puede apreciar en la Figura N° 5.6, el PIC maneja directamente una Pantalla donde muestra los resultados del análisis

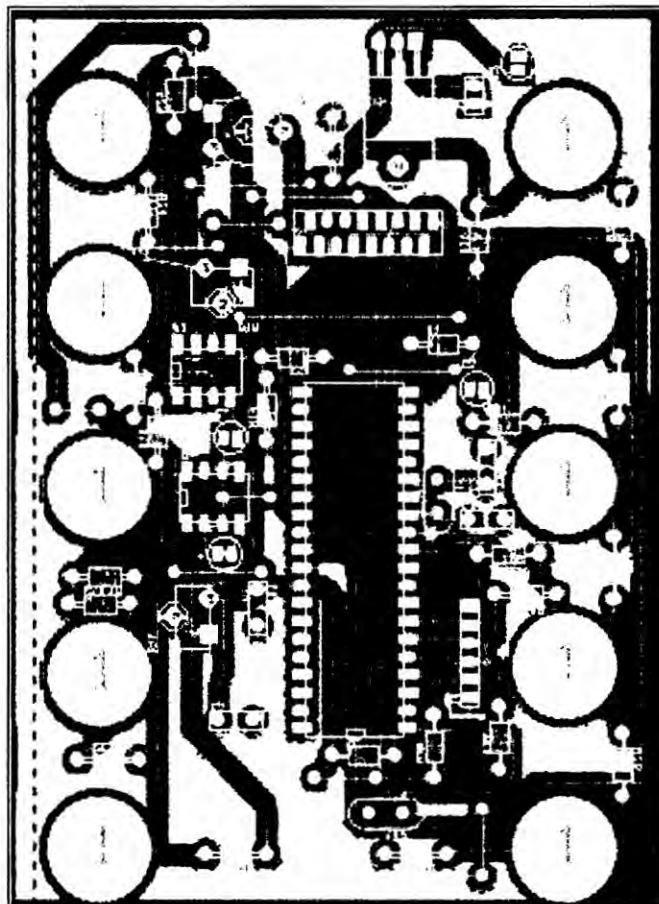
realizado y a la vez indica al usuario los pasos a seguir a fin de realizar una medición continua o por etapas.

Esta etapa del equipo solo cuenta con un botón de encendido On/Off y un pulsador para empezar a realizar la prueba de test o simplemente para resetear y proceder verificar otro sensor.

En el esquemático se puede apreciar la presencia de resistores las mismas que son sumamente importantes para limitar la corriente que pasara por los diodos.

FIGURA N° 5.7

DISEÑO DE LA PLACA DEL SIMULADOR DE ECG

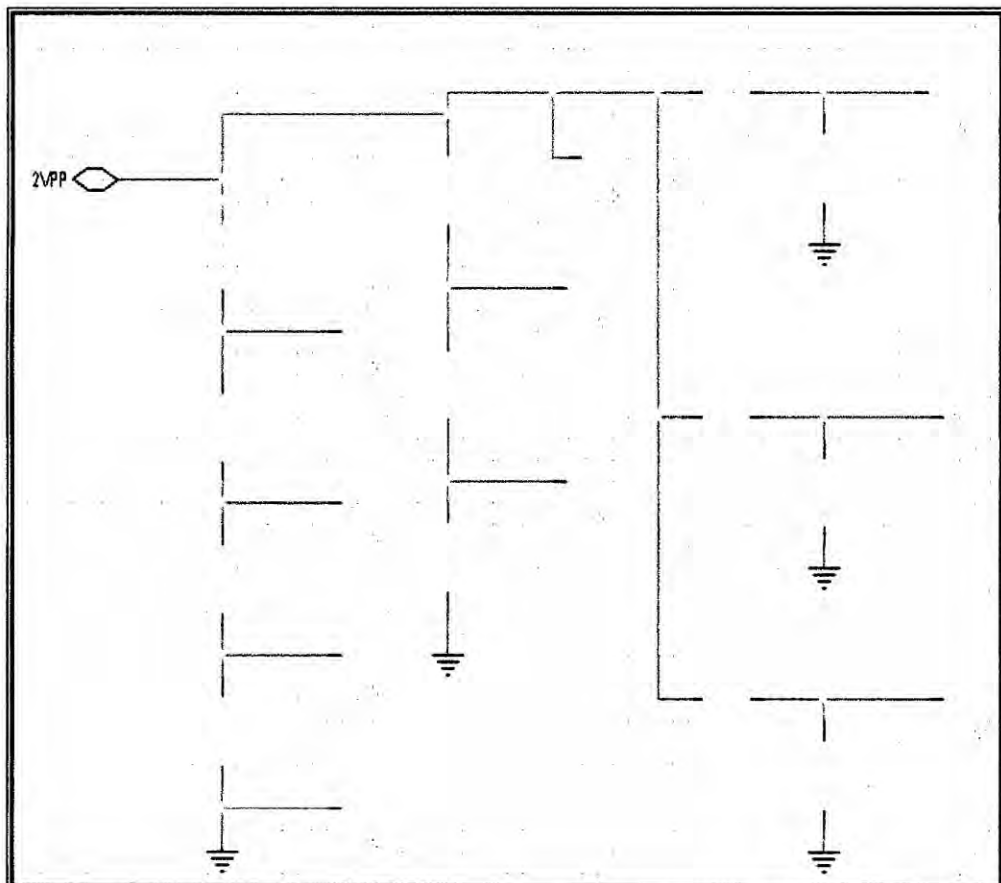


Fuente: Elaboración Propia

Diseño de tarjetas electrónicas:

Los diseños completos de las tarjetas electrónicas fueron realizados en Orcad, teniendo en cuenta que este es uno de los programas de diseño más evolucionados y de uso comercial, en tal sentido se selecciona de entre otros programas similares este, en las figuras a continuación se puede apreciar los trabajos realizados en esta etapa.

FIGURA N° 5.8
DISEÑO ESQUEMÁTICO DE LA ETAPA DE 12 DERIVACIONES
SIMULADOR DE ECG



Fuente: Elaboración Propia

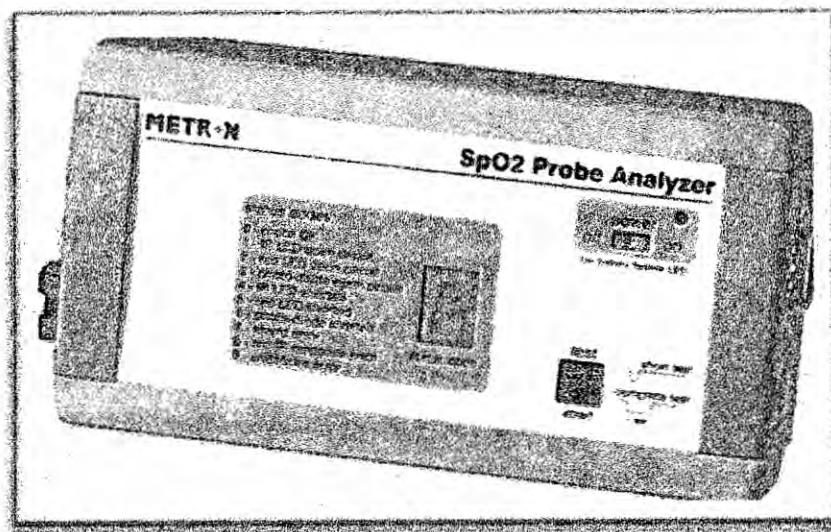
5.3 Analizador de Sensor de Saturación de Oxígeno

Luego de analizar los diferentes equipos en el medio, hospitales y clínicas privadas se llegó a las siguientes conclusiones:

1. Existen numerosas marcas y modelos de Sensores de SPO₂, no se podría analizar todas ellas, había que filtrar y establecer una clasificación.
2. Se Verificó que existen 2 grandes tipos de Sensores en configuración Antiparalelo y en configuración serie.
3. Los conectores hembra (los que van en el equipo) son otro factor limitante, la poca disponibilidad de conectores hembra para sensores es un filtro adicional.
4. Sin embargo el conector de tipo DB9 es uno de las más comunes, llegando así a la determinación final de optar por verificar solo este tipo de conectores.
5. El Diseño está orientado a analizar Sensores de Oxímetros de Pulso en configuración Antiparalelo, con conector DB9, compatibles con las marca Nellcor, Nonin y BCI entre otras.
6. Se realizaran pruebas sobre los 3 elementos ópticos del sistema de sensado:
 - Foto emisor Rojo
 - Foto emisor Infrarrojo
 - Foto detector

FIGURA N° 5.9

ANALIZADOR DE SENSORES DE SPO2 DE LA MARCA METRON



Fuente: <http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/geic/biblioteca/Trabyres/P06EPPe07>

Este analizador está diseñado en base a un PIC18452 capaz de medir la continuidad de los diodos y detectar así algún problema de corto circuito o de circuito abierto.

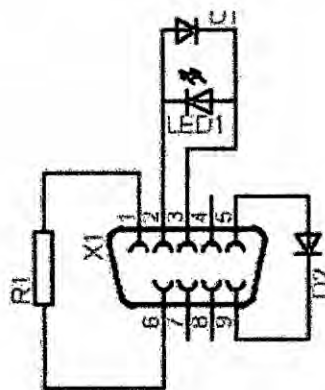
Un detalle importante que nos llevó a la conclusión de lo útil de este desarrollo es que la falla más común de estos sensores no es del sistema óptico (los sensores) sino más bien el cable por lo tanto al realizar este testeo de los sensores y moviendo el cable se logra verificar en forma rápida cual es el problema, para proceder posteriormente a su reparación y luego de modo contrario una vez reparado se realiza la misma prueba verificando que pese a mover el cable no aparece el mensaje de error. Para esta etapa del proyecto se plantearon los siguientes pasos, distribuidos de la siguiente manera.

El Objetivo General de esta etapa es el Desarrollo de un Analizador de Sensores de Saturación de Oxígeno en sangre (SPO2) que nos brinde las siguientes características:

- Analizar el Diodo emisor Rojo e informar sobre su estado
- Analizar el Diodo emisor Infrarrojo e informar sobre su estado
- Analizar el Diodo foto receptor e informar sobre su estado
- Mostrar en pantalla de LCD el estado de los elementos del sensor.
- Realiza esta prueba en forma cíclica de tal manera que se puedan detectar cambios al mover el cable.
- Tener un equipo fácil de usar, portátil y de bajo costo.
- Desarrollo de un algoritmo de prueba de los foto emisores y el foto receptor

FIGURA N° 5.10

PLANO DEL SENSOR A ANALIZAR



Fuente: Elaboración Propia

Los sensores de SPO2 son un elemento sumamente importante es este proceso, y de acuerdo al tipo de paciente y las instalaciones

hospitalarias es común contar con sensores con un cable de 3 metros de distancia, es por esto que su manipulación es complicada para los usuarios y por el uso constante provoca ruptura en el interior del cable o desgaste y quemado de los elementos ópticos

En este caso para desarrollar esta etapa se vio por conveniente en una primera versión suponer que los diodos solo podrían estar en 2 estados, conduciendo (es decir en buen estado) o No conduciendo (Circuito abierto) debemos darnos cuenta que en ningún momento se ha referido si están o no malogrados debido a que el problema podría ser el cable. Se establece que la opción de Corto circuito es poco probable por la naturaleza del diodo.

Como se puede apreciar en la Figura N° 5.10 tenemos 2 arreglos de diodos a medir uno en Antiparalelo y el otro en forma directa, por lo tanto tendremos que realizar un tipo de conexión que nos ayude a realizar esta prueba, es importante mencionar que el PIC envía una señal de bajo amperaje pero esta deberá ser minimizada de acuerdo a las especificaciones técnicas de los fotodiodos.

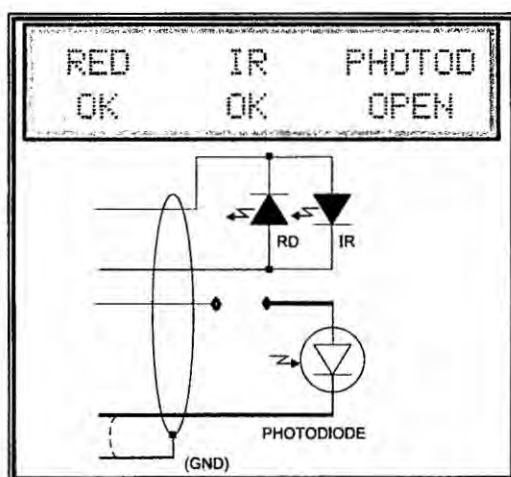
En primer lugar procedemos a probar el diodo foto emisor Rojo, debido a que este nos ayudara a comprobar el algoritmo utilizado ya que al probarlo se encenderá de color Rojo y esto deberá ser indicado en la pantalla LCD.

Tenemos que hacer que a la pata 2 del conector DB9 le llegue una carga de 5 Voltios y que en la pata 3 aparezca una tierra de entrada

garantizando así la alimentación del diodo, como era de suponer el diodo conduce, luego el diodo se ilumina de color rojo y el uno lógico de la pata 2 se detecta en la pata 3 comprobando que hay conducción.

FIGURA N° 5.11

RESULTADO PARA UN SENSOR CON EL FOTODIODO ABIERTO



Fuente: Elaboración Propia

De manera similar para probar el foto emisor infrarrojo se procederá a energizar la pata 3 del conector DB9 le llegue una carga de 5 Voltios y que en la pata 2 aparezca una tierra de entrada garantizando así la alimentación del diodo, como era de suponer el diodo conduce, luego el diodo no se ilumina (no podemos ver la luz infrarroja) y el uno lógico de la pata 3 se detecta en la pata 2 comprobando que hay conducción.

Para el caso del Fotorreceptor se procede de la misma manera con las patas 5 y 9 en este caso solo en uno de ellos se deberá encontrar la conducción, para garantizar el funcionamiento del receptor.

Se debe mencionar la necesidad de contar con para limitar la corriente que pasara por los diodos Rojo e Infrarrojo y por el fotodiodo.

Diseño de tarjetas electrónicas:

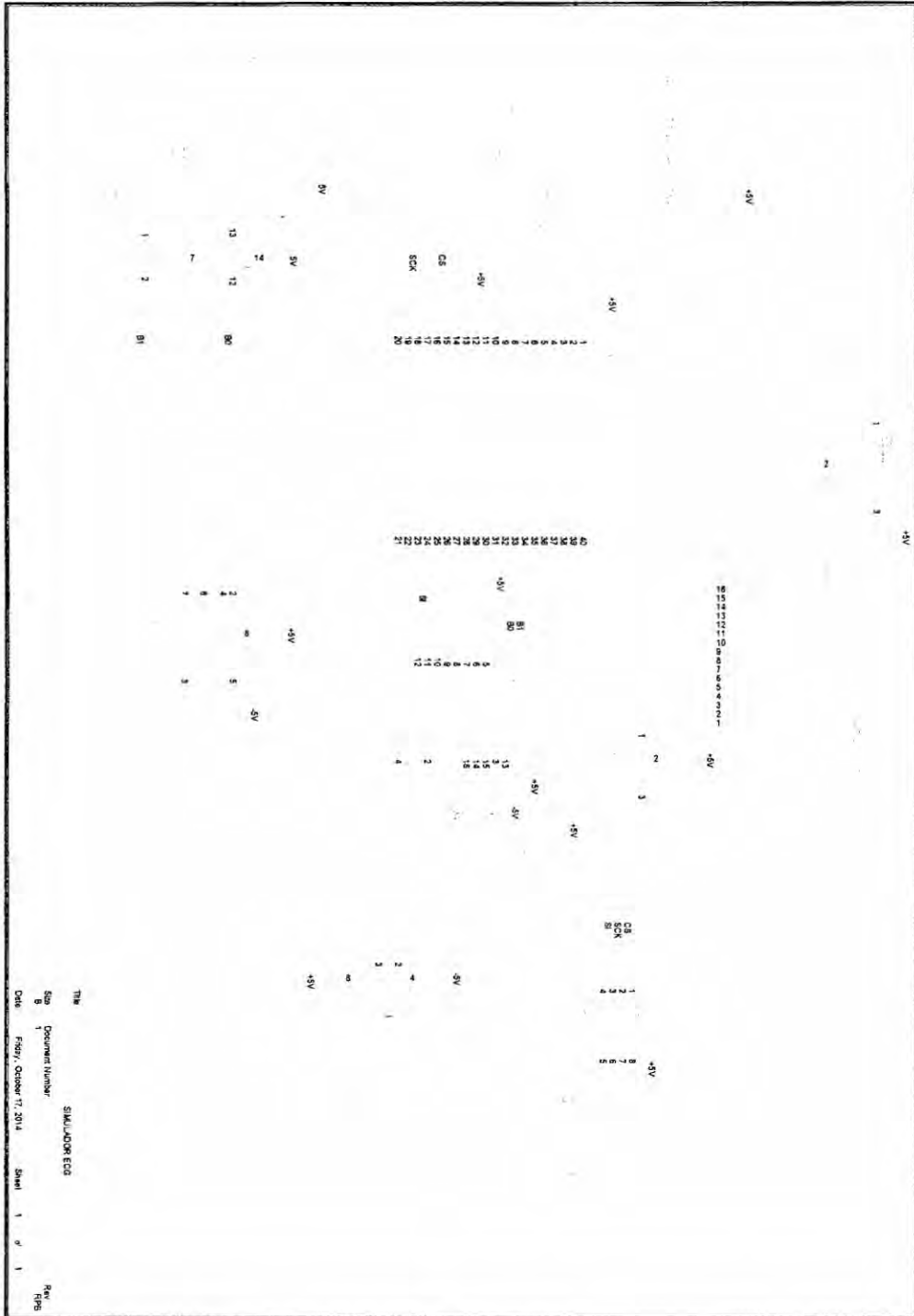
Los diseños completos de las tarjetas electrónicas fueron realizados en Orcad, teniendo en cuenta que este es uno de los programas de diseño más evolucionados y de uso comercial, en tal sentido se selecciona de entre otros programas similares este, en las figuras a continuación se puede apreciar los trabajos realizados en esta etapa.

En cuanto al Software de control el mismo que está desarrollado en MIKRO C, se puede decir que está orientado al manejo de entras y salidas y está desarrollado para trabajar por eventos e interrupciones.

5.4 Equipo integrado y Resultados Finales

El equipo final resulta de la unión de los dos equipos antes mencionados el analizador de sensores de oximetría de pulso y el simulador de electrocardiógrafos, la unión de los mismos se hizo de manera directa con un software de integración en donde se inicia el menú principal para seleccionar la opción de ECG, SPO2 y a manera de presentación de que se puede presentar una mejora adicional en una siguiente etapa de investigación se colocó la parte de temperatura En la Figura N° 5.13 podemos verificar la simulación en Proteus del equipo integrado de analizador de sensor de Spo2 y simulador de ECG, en donde se ha incluido la opción "TEMP" de Temperatura corporal, lo que es un reto para continuar con esta investigación en su siguiente etapa.

FIGURA N° 5.12
DIAGRAMA ESQUEMATICO DEL EQUIPO INTEGRADO DE
ANALIZADOR DE SENSOR DE SPO2 Y SIMULADOR DE ECG

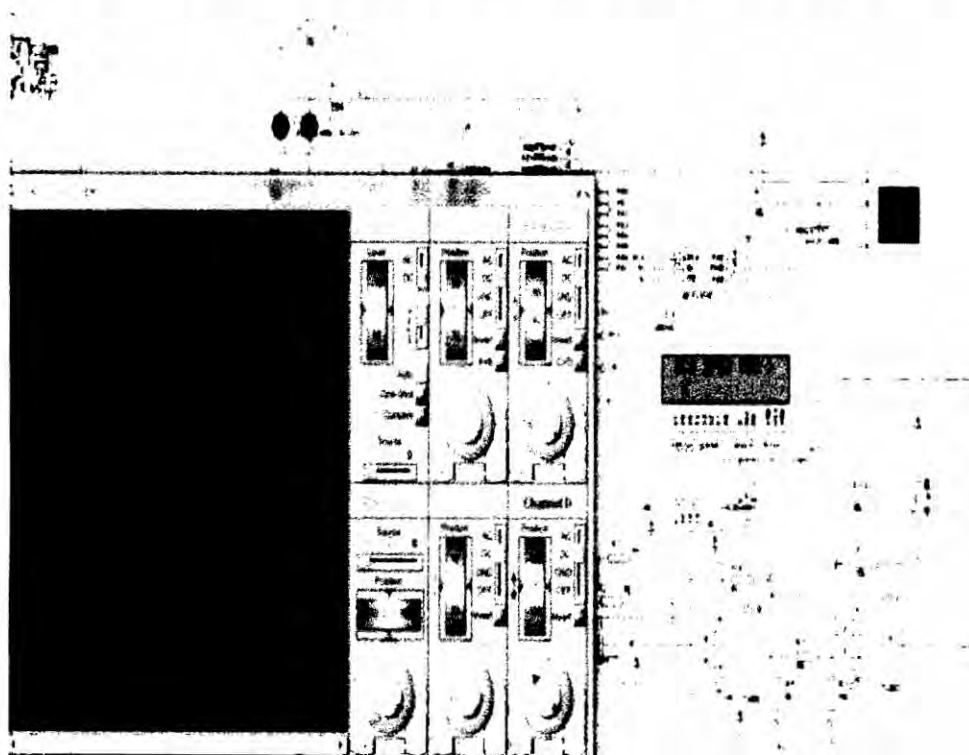


Fuente: Elaboración Propia

En las figuras posteriores podemos ver el funcionamiento del equipo con más detalle mostrando el menú de selección.

FIGURA N° 5.13

SIMULACIÓN EN PROTEUS DEL EQUIPO INTEGRADO DE ANALIZADOR DE SENSOR DE SPO2 Y SIMULADOR DE ECG

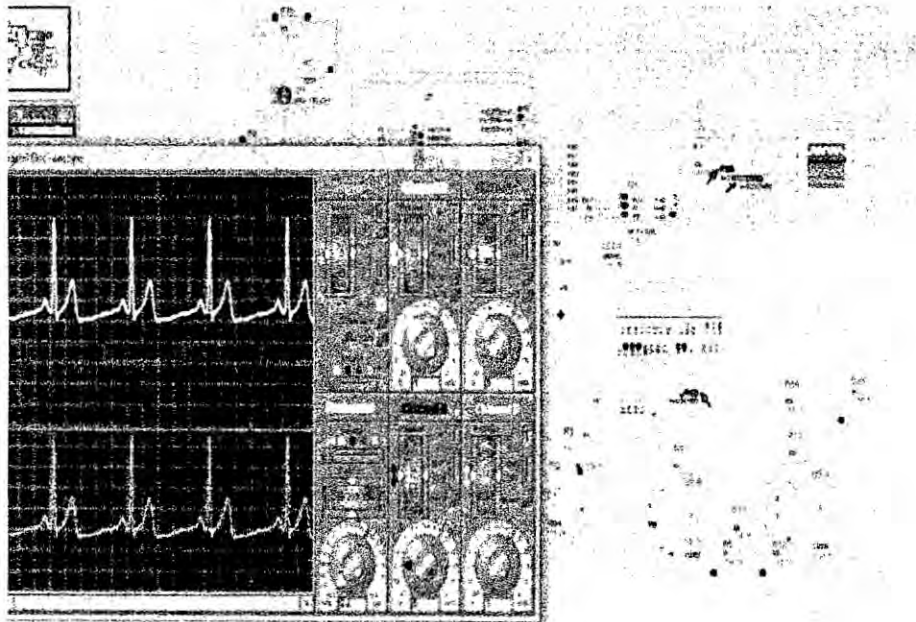


Fuente: Elaboración Propia

También podemos apreciar los resultados esperados, como forma de ondas, ECG1, ECG2, cuadrada, Triangular, frecuencia cardiaca y amplitud de la onda de electrocardiografía. Así mismo el estado de los Diodos Emisores y del Receptor, ya sea que estén en circuito abierto o en funcionamiento adecuado.

FIGURA N° 5.14

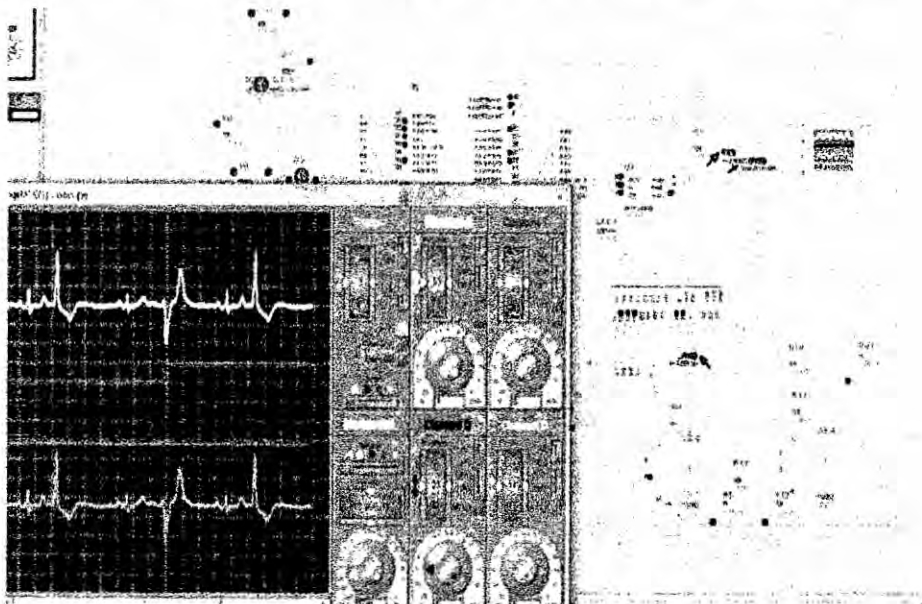
SIMULACIÓN EN PROTEUS ECG NORMAL



Fuente: Elaboración Propia

FIGURA N° 5.15

SIMULACIÓN EN PROTEUS ECG CON PATOLOGIA



Fuente: Elaboración Propia

VI DISCUSIÓN DE RESULTADOS

6.1 Constatación de hipótesis con los resultados

Una vez desarrollado el programa, se han definido los parámetros de estudio, que nos han permitido evaluar el comportamiento del equipo INTEGRADO DE ANALIZADOR DE SENSOR DE SPO2 Y SIMULADOR DE ECG. En primer lugar, se han realizado múltiples pruebas para ajustar los parámetros estudiados del sistema con referencia sobre el que se ha experimentado. Tras caracterizar el sistema de referencia, se han realizado múltiples simulaciones obteniendo resultados que han permitido comparar las prestaciones de las diferentes etapas, tanto en software como en hardware en diferentes situaciones representativas.

Luego de eso se ha realizado un análisis detallado de la información obtenidas lo cual nos ha permitido proponer las nuevas estrategias y técnicas adaptivas que permiten mantener siempre al sistema de simulación con los valores más adecuados para el uso hospitalario.

Se ha podido constatar luego de las pruebas de simulación y la aplicación del mismo lo siguiente:

- La Construcción del Simulador de Paciente Biomédico para Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso para evaluar el correcto funcionamiento del monitorio cardiaco y la saturación de oxígeno en sangre ayudó a diagnosticar en forma oportuna a un electrocardiógrafo y a 3 sensores de saturación de oxígeno.

- Gracias a la Encuestas se detectó la necesidad concreta sobre los equipos con mayor cantidad de fallas o más recurrentes en el mantenimiento preventivo y correctivo en el país y el equipo desarrollado refleja la necesidad inicial.
- El uso de un Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso mejoro significativamente el tiempo de diagnóstico del funcionamiento de los sensores de saturación, por lo tanto del equipo y sus accesorios, el electrocardiógrafo también se verifico de una manera correcta y en un tiempo menor a 5 minutos.
- Al Incorporar este método de verificación y/o calibración de equipos biomédicos se contribuye a mejorar la calidad de atención mediante la medición de los correctos parámetros de funcionamiento de estos equipos.

6.2 Constatación de resultados con otros estudios similares.

Para el presente estudio no se ha podido constatar que si bien es cierto no hay estudios similares de un equipo integrado, pero hay estudios separados de simuladores de ECG como de Analizadores de Sensores de SPO2, en ambos casos el resultado es que se optimiza el tiempo de mantenimiento y se da una confiabilidad adecuada a los equipos. Ver ANEXO A03: Comparativo Equipo Construido Vs Equipo Comercial

VII CONCLUSIONES

1. Se realizó un estudio inicial en donde se verificó que la necesidad real en el país de contar con un equipo que resuelva problemas reales de fallas concretas en equipos con mayor incidencia de fallas, electrocardiógrafos y oxímetros de pulso y estos últimos en sus accesorios y no en el equipo propiamente dicho.
2. Se diseñó un equipo que responda a las necesidades reales y se logró el resultado esperado, dado que se pudo simular la señal de ECG y a la vez analizar los sensores de Saturación de oxígeno.
3. Se pudo verificar rápidamente que el tiempo máximo verificación de un sensor puede ser de menos de 30 segundos, mientras que el mismo diagnóstico puede durar en promedio 5 minutos.
4. Este equipo responde a una necesidad concreta del servicio de mantenimiento de los hospitales en el País, por lo que debe continuar con la investigación hasta llegar a un prototipo comercializable, dado su muy bajo costo de fabricación.

VIII RECOMENDACIONES

1. Considerando los resultados de la presente investigación, es recomendable, desarrollar diseños alternos que permitan aplicar recursos disponibles en diferentes hospitales y clínicas del país.
2. A la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, para que apoye investigaciones que permitan interactuar con las empresas prestadoras de salud, clínicas y hospitales a fin de atender sus requerimientos mediante Proyectos como este y otros multidisciplinarios, trabajando coordinadamente en temas de Ingeniería Biomédica.
3. Teniendo en cuenta que en la presente investigación, se puede realizar mejoras en el proyecto considerando otras señales biomédicas a simular, impulsar la investigación en estos temas mediante el sistema de Acceso Abierto de la información.
4. Promover un área de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, que se oriente a la atención de las necesidades de la empresa, respecto al campo de Diseño en temas de aplicación tecnológica biomédica.
5. Promover la formación de grupos de estudio e investigación en Pre y postgrado que permitan orientar los proyectos para aplicar a los problemas de la universidad, empresa y la comunidad.

IX REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. BOYLESTAD, Robert. **Electrónica: Teoría de Circuitos.** EEUU. Pearson Prentice Hall. Sexta Edición. 1997.
2. BRONZINO, Joseph. **The Biomedical Engineering Handbook.** EEUU. Editorial CRC Published with IEEE Press. Segunda Edición. 2000.
3. CANJURA CHÁVEZ, Herubey Antonio y MELGAR ACOSTA, César Augusto. **Diseño de un equipo para transmitir señales electrocardiográficas por medio de una línea telefónica.** Tesis Ingeniero Electrónico. San Salvador. Universidad Don Bosco. 2005.
4. GARCÍA REYES, Wilfredo y HENRIQUEZ CORTEZ, Manuel De Jesús. **Diseño de un equipo para transmitir Señales fisiológicas de forma inalámbrica.** Tesis Ingeniero Electrónico. San Salvador. Universidad Don Bosco. 2005.
5. GUYTON, Arthur. **Tratado de Fisiología Médica.** España. Editorial Elsevier Saunders. Doceava Edición. 2008.
6. MENJIVAR CRUZ, Jorge Ernesto y PÉREZ ROMERO, Rafael Ernesto. **Sistema Telemétrico de Electrocardiografía.** Tesis Ingeniero Biomédico. San Salvador. Universidad Don Bosco. 1998.
7. MOMPÍN POBLET, José y otros. **Introducción a la Bioingeniería.** España. Editorial Marcombo Boixareu editores. 1998.
8. ROMERO, Carlos, MEDRANO, Ricardo y MOLINA, José Antonio. **Diseño y Construcción de un Sistema Controlador**

Multiparámetros para Aplicaciones Biomédicas. Utilizando Tecnología de Microcontrolador. Tesis Ingeniero Biomédico. San Salvador. Universidad Don Bosco. 1997.

9. SAVANT, C.J. Jr. **Diseño Electrónico Circuitos y Sistemas.** Tercera Edición Autor: Editor: Prentice Hall. Año: 2000
10. SKOOG, Douglas. **Análisis Instrumental.** EEUU. Editorial: McGraw-Hill. Cuarta Edición. 1994.
11. TORTORA, Gerard. **Principios de Anatomía y Fisiología.** Mexico DF. Editorial Harcourt Brace. Séptima Edición. 1998.

ANEXOS

ANEXO A01: Matriz de Consistencia

TITULO: "CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR DE PACIENTE BIOMÉDICO PARA EVALUAR ELECTROCARDIOGRAFOS Y OXÍMETROS DE PULSO"

PROBLEMAS	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	METODOS
<p>General</p> <p>¿Cómo la Falta de un sistema adecuado de verificación de Equipos Biomédicos como electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso mediante el uso de equipos de simuladores o analizadores de sensores afecta los tiempos de mantenimiento de equipos y la calidad del diagnóstico de algunas patologías?</p>	<p>General</p> <p>Construcción de un Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso.</p>	<p>Hipótesis General:</p> <p>El uso del Simulador de Paciente Biomédico para Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso para evaluar el correcto funcionamiento del monitorio cardiaco y la saturación de oxígeno en sangre ayuda a diagnosticar en forma oportuna a los equipos biomédicos y sus accesorios y minimizan los tiempos de mantenimiento y paralización de los equipos.</p>	<p>Variable Independiente</p> <p>Generación de señales ECG y Análisis de sensor de SpO2.</p> <p>Variable Independiente</p> <p>Diseño del Simulador de ECG y Analizador de SPO2</p> <p>Variable Dependiente.</p> <p>Mejoramiento en el tiempo de mantenimiento y paralización de equipos.</p>	<p>General:</p> <p>El proyecto se fundamenta en el uso del Simulador de paciente y analizador de sensores a fin de poder optimizar la calidad en la atención de salud.</p> <p>Específico:</p> <p>Se aplicarán los métodos de investigación: Aplicada-Longitudinal (Experimental-Tecnológica)</p>
<p>Específico No 1</p> <p>¿Cómo el desconocimiento sobre la necesidad concreta de que Simuladores y/o Analizadores adquirir, para el mantenimiento de</p>	<p>Específico No 1</p> <p>Conocer la necesidad concreta sobre los equipos con mayor cantidad de fallas o más recurrentes en el mantenimiento</p>	<p>Hipótesis Específica No1:</p> <p>Mediante la Información de la necesidad concreta sobre los equipos con mayor cantidad de fallas o más recurrentes en el</p>		

Equipos Biomédicos, incide en disminuir las fallas presentadas y los tiempos de ejecución?	preventivo y correctivo en el país	mantenimiento preventivo y correctivo en el país se selecciona el desarrollo adecuado de un Equipo que resuelve los problemas más significativos.		
Específico No 2 ¿De qué manera influye la falta de un Simulador y/o Analizador para que los ingenieros biomédicos den un diagnóstico oportuno del funcionamiento de los equipos y sus accesorios?	Específico No 2 Utilizar el Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso en el diagnóstico oportuno del funcionamiento de los equipos y sus accesorios	Hipótesis Específica N°2: El uso de un Simulador de Paciente Biomédico para evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso optimiza el diagnóstico oportuno del funcionamiento de los equipos y sus accesorios.		
Específico No 3 ¿Cómo la incorporación de métodos de verificación y calibración de equipos biomédicos contribuyen a mejorar la calidad de atención?	Específico No 3 Incorporar métodos de verificación y calibración de equipos biomédicos contribuyendo a mejorar la calidad de atención mediante la medición de parámetros de funcionamiento de estos equipos.	Hipótesis Específica No 3 El Incorporar métodos de verificación y calibración de equipos biomédicos contribuye a mejorar la calidad de atención mediante la medición de los correctos parámetros de funcionamiento de estos equipos.		

Fuente: Elaboración Propia

ANEXO A02: Código Fuente del Simulador de Paciente Biomédico para Evaluar Electrocardiógrafos y Oxímetros de Pulso

```
#define star porta.f0

// LCD module connections
sbit LCD_RS at RB2_bit;
sbit LCD_EN at RB3_bit;
sbit LCD_D4 at RB4_bit;
sbit LCD_D5 at RB5_bit;
sbit LCD_D6 at RB6_bit;
sbit LCD_D7 at RB7_bit;

sbit LCD_RS_Direction at TRISB2_bit;
sbit LCD_EN_Direction at TRISB3_bit;
sbit LCD_D4_Direction at TRISB4_bit;
sbit LCD_D5_Direction at TRISB5_bit;
sbit LCD_D6_Direction at TRISB6_bit;
sbit LCD_D7_Direction at TRISB7_bit;
// End LCD module connections

sbit DigPot_CS at RC0_bit;
sbit DigPot_CS_Direction at TRISC0_bit;
float previo;
unsigned resistencia;

unsigned int
adc_value, vtime, time_retro, ver_atras, valor_temp, valor_resis, valor_tiempo, valor
_modulo, valor_amplitud, valor_onda;
unsigned short counter = 128;
unsigned char
ch1, ch2, ch3, ch4, modo, i, menu, ecg, freq, amp, temperatura, item_temp, timerH, timerL
, ver_ecg;
unsigned int onda;
unsigned char texte[21];

//1001
const char ecg_onda[] =
{0x13,0x13,0x13,0x13,0x12,0x12,0x13,0x13,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14
,0x14,0x14,0x14,0x13,0x13,0x13,0x14,0x14,0x15,0x15,0x15,0x15,0x16,0x16,0x16
,0x15,0x15,0x15,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14,0x15,0x15,0x15,0x15
,0x15,0x15,0x15,0x14,0x14,0x14,0x14,0x13,0x13,0x13,0x13,0x13,0x14,0x14,0x15
,0x15,0x16,0x16,0x16,0x16,0x16,0x16,0x15,0x15,0x14,0x14,0x14,0x14,0x14}
```

,0x15,0x15,0x15,0x16,0x16,0x16,0x16,0x16,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x16
,0x16,0x17,0x17,0x17,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x19
,0x19,0x1A,0x1A,0x1B,0x1B,0x1B,0x1C,0x1C,0x1B,0x1B,0x1B,0x1A,0x1A,0x19,0
x19,0x19,0x19,0x1A,0x1A,0x1B,0x1B,0x1C,0x1C,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x
1C,0x1C,0x1C,0x1C,0x1C,0x1C,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x1E,0x1E,0x1E,0x1E,0x
1E,0x1E,0x1D,0x1D,0x1D,0x1C,0x1C,0x1C,0x1C,0x1C,0x1B,0x1C,0x1C,0x1D,0
x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x1C,0x1C,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x1E,0x1F,
0x20,0x21,0x22,0x23,0x23,0x24,0x24,0x24,0x24,0x24,0x24,0x24,0x24,0x25,0x26,
0x27,0x27,0x28,0x29,0x2A,0x2B,0x2C,0x2C,0x2D,0x2D,0x2D,0x2E,0x2E,0x2F,0
x2F,0x30,0x31,0x32,0x33,0x34,0x34,0x35,0x35,0x36,0x36,0x35,0x35,0x35,0x35,0
x35,0x34,0x34,0x35,0x35,0x35,0x34,0x34,0x34,0x34,0x33,0x32,0x31,0x30,0x2F,0
x2E,0x2D,0x2C,0x2B,0x2B,0x2A,0x2A,0x29,0x29,0x28,0x28,0x27,0x27,0x26,0x2
5,0x24,0x23,0x22,0x21,0x20,0x1F,0x1E,0x1E,0x1E,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,0x1D,
0x1D,0x1C,0x1B,0x1A,0x1A,0x19,0x19,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x18,0x1
8,0x19,0x19,0x18,0x18,0x18,0x18,0x17,

0x16,0x16,0x16,0x16,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,0x15,
0x15,0x16,0x17,0x18,0x1A,0x1D,0x20,0x24,0x29,0x2E,0x35,0x3C,0x43,0x4B,0x5
3,0x5C,0x66,0x71,0x7B,0x86,0x91,0x9D,0xA9,0xB5,0xC0,0xCB,0xD5,0xDF,0xE7
,0xEF,0xF5,0xFA,0xFD,0xFF,0xFE,0xFC,0xF8,0xF2,0xEA,0xE1,0xD8,0xCD,0x
C1,0xB5,0xA8,0x9B,0x8F,0x82,0x75,0x69,0x5D,0x52,0x48,0x3E,0x35,0x2D,0x26
,0x20,0x1A,0x16,0x12,0xF,0xC,0x9,0x7,0x6,0x4,0x3,0x2,0x2,0x2,0x2,0x3,0x3,0x4
,0x6,0x7,0x9,0xA,0xB,0xC,0xD,0xD,0xE,0xE,0xF,0xF,0x10,0x11,0x12,0x13,0x14,
0x15,0x15,0x16,0x16,0x17,0x17,0x17,0x16,0x16,0x16,0x16,0x16,0x16,0x17,0x17,
0x18,0x18,0x18,0x19,0x19,0x19,0x19,0x18,0x18,0x17,0x17,0x17,0x17,0x17,0x17,
0x17,0x18,0x18,0x19,0x19,0x1A,0x1A,0x1A,0x1B,0x1B,0x1B,0x1B,0x1B,0x1B,0x
1C,0x1C,0x1C,0x1D,0x1E,0x1E,0x1E,0x1F,0x20,0x20,0x20,0x20,0x20,0x21,0x20
,0x20,0x20,0x20,0x21,0x21,0x21,0x21,0x22,0x23,0x24,0x24,0x24,0x25,0x25,0x25
,0x25,0x25,0x25,0x25,0x25,0x26,0x27,0x27,0x28,0x29,0x29,0x2A,0x2A,0x2
B,0x2B,0x2B,0x2B,0x2B,0x2B,0x2B,0x2C,0x2C,0x2D,0x2D,0x2E,0x2F,0x30,0x31
,0x31,0x32,0x32,0x33,0x33,0x33,0x34,0x34,0x35,0x35,0x36,0x37,0x38,0x39,0x3B
,0x3C,0x3D,0x3D,0x3E,0x3F,0x3F,0x40,0x40,0x41,0x41,0x42,0x43,0x44,0x45,0x
46,0x47,0x49,0x4A,0x4B,0x4C,0x4C,0x4D,0x4E,0x4F,0x4F,0x50,0x51,0x52,0x53
,0x54,0x55,0x56,0x57,0x59,0x5A,0x5A,0x5B,0x5C,0x5D,0x5D,0x5D,0x5D,0x5E,0
x5E,0x5F,0x5F,0x60,0x61,0x62,0x62,0x63,0x64,0x64,0x65,0x65,0x65,0x65,0x64,
0x64,0x63,0x63,0x63,0x63,0x62,0x62,

0x62,0x62,0x61,0x61,0x60,0x5F,0x5E,0x5D,0x5B,0x59,0x58,0x57,0x56,0x54,0x5
3,0x52,0x51,0x50,0x4F,0x4D,0x4C,0x4A,0x48,0x46,0x44,0x41,0x3F,0x3D,0x3B,0
x39,0x37,0x35,0x34,0x32,0x30,0x2F,0x2D,0x2B,0x2A,0x28,0x25,0x24,0x21,0x20,
0x1E,0x1C,0x1B,0x19,0x18,0x17,0x16,0x15,0x14,0x13,0x12,0x11,0x10,0xF,0xE,0
xD,0xC,0xB,0xA,0xA,0x9,0x9,0x8,0x8,0x8,0x7,0x7,0x7,0x6,0x6,0x5,0x4,0x4,0x3,0
x2,0x2,0x1,0x1,0x1,0x1,0x1,0x2,0x2,0x2,0x2,0x1,0x1,0x1,0x0,0x0,0x0,0x0,0x0,0x
0,0x0,0x1,0x1,0x2,0x2,0x3,0x3,0x3,0x3,0x3,0x2,0x2,0x2,0x2,0x2,0x2,0x3,0x3,0x4,
0x4,0x4,0x5,0x5,0x5,0x5,0x5,0x5,0x4,0x4,0x3,0x3,0x4,0x4,0x4,0x4,0x5,0x5,0x6,0
x6,0x6,0x6,0x6,0x5,0x5,0x5,0x4,0x4,0x4,0x4,0x4,0x5,0x5,0x6,0x6,0x6,0x7,0x

7, 0x7, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x7, 0x7, 0x7, 0x7, 0x8, 0x8, 0x9, 0x9, 0x9, 0x9, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x7, 0x7, 0x7, 0x7, 0x8, 0x8, 0x9, 0x9, 0x9, 0x9, 0x9, 0x9, 0x8, 0x8, 0x7, 0x7, 0x7, 0x6, 0x7, 0x7, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x7, 0x7, 0x7, 0x7, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x7, 0x7, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x7, 0x7, 0x7, 0x7, 0x6, 0x6, 0x6, 0x6, 0x7, 0x7, 0x7, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x8, 0x9, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xB, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0x9, 0x9, 0x9, 0x9, 0x9, 0xA, 0xA, 0xB, 0xB, 0xC, 0xC, 0xB, 0xB, 0xB, 0xB, 0xB, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xB, 0xB, 0xC, 0xC, 0xC, 0xB, 0xB, 0xB, 0xB, 0xA, 0xA, 0xA, 0xA, 0xB, 0xB, 0xB, 0xC, 0xD, 0xD, 0xD, 0xD, 0xD, 0xD, 0xD, 0xD, 0xC, 0xC, 0xC, 0xC, 0xC, 0xD, 0xD, 0xD, 0xD, 0xE, 0xE, 0xE, 0xD, 0xD, 0xD,

0xD, 0xC, 0xC, 0xC, 0xD, 0xD, 0xD, 0xD, 0xE, 0xE, 0xE, 0xE, 0xE, 0xE, 0xE, 0xD, 0xD, 0xC, 0xC, 0xC, 0xC, 0xC, 0xC, 0xD, 0xD, 0xE, 0xF, 0xF, 0x10, 0x11, 0x12, 0x12, 0x12, 0x13, 0x13, 0x13, 0x14, 0x14, 0x15, 0x15, 0x15, 0x13, 0x14, 0x14, 0x15, 0x15, 0x15, 0x10, 0x11, 0x12, 0x12, 0x12, 0x13, 0x13, 0x13, 0x14, 0x14, 0x15, 0x15, 0x15, 0x13, 0x14, 0x14, 0x15, 0x15, 0x15, 0x15, 0x15, 0x10, 0x11, 0x12, 0x12, 0x12, 0x13, 0x13, 0x13, 0x14, 0x14, 0x15, 0x15, 0x15, 0x15, 0x15,

//1077

//const unsigned char ecg2_onda[] = {

0x0, 0x7, 0xA, 0xA, 0xE, 0x11, 0x13, 0x17, 0x21, 0x28, 0x2C, 0x31, 0x38, 0x3C, 0x45, 0x51, 0x5C, 0x64, 0x71, 0x7A, 0x84, 0x8D, 0x91, 0x8F, 0x92, 0x96, 0x98, 0x9D, 0xA1, 0xA1, 0xA2, 0xA4, 0xA6, 0xA8, 0xA9, 0xAD, 0xAB, 0xAD, 0xAD, 0xAD, 0xAF, 0xAD, 0xAB, 0xAD, 0xAF, 0xAD, 0xAF, 0xB2, 0xB1, 0xB1, 0xB2, 0xB2, 0xB1, 0xB2, 0xB2, 0xB2, 0xB2, 0xB1, 0xB2, 0xB1, 0xB2, 0xB6, 0xB4, 0xB6, 0xB8, 0xB6, 0xB6, 0xB4, 0xB4, 0xB4, 0xB4, 0xB6, 0xB6, 0xB8, 0xB8, 0xB8, 0xB8, 0xB8, 0xB9, 0xB8, 0xB9, 0xBB, 0xB9, 0xB8, 0xBB, 0xBD, 0xBF, 0xBF, 0xBD, 0xBF, 0xBF, 0xBD, 0xBD, 0xBD, 0xBD, 0xBF, 0xBF, 0xC1, 0xBF, 0xBB, 0xBB, 0xBD, 0xBD, 0xBD, 0xBD, 0xBB, 0xBD, 0xC1, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC2, 0xC6, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC2, 0xC1, 0xC1, 0xC2, 0xC4, 0xC6, 0xC4, 0xC2, 0xC6, 0xC9, 0xC9, 0xC9, 0xCD, 0xD0, 0xCF, 0xCF, 0xD0, 0xD0, 0xD2, 0xD4, 0xD8, 0xD6, 0xD6, 0xD4, 0xD6, 0xD9, 0xD8, 0xD6, 0xD8, 0xDB, 0xD9, 0xDD, 0xDB, 0xDB, 0xE0, 0xE4, 0xE2, 0xE0, 0xE4, 0xE0, 0xE0, 0xE4, 0xE2, 0xE0, 0xE2, 0xE4, 0xE6, 0xE2, 0xE4, 0xE6, 0xE6, 0xE4, 0xE4, 0xE2, 0xE4, 0xE4, 0xE2, 0xDD, 0xE0, 0xE0, 0xDD, 0xDF, 0xDF, 0xDF, 0xDF, 0xDB, 0xDB, 0xD9, 0xD8, 0xD6, 0xD6, 0xD2, 0xD2, 0xD2, 0xD0, 0xCF, 0xD0, 0xD0, 0xCF, 0xCB, 0xCD, 0xC9, 0xC9, 0xC8, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC4, 0xC1, 0xC2, 0xC1, 0xC1, 0xBB, 0xB9, 0xBB, 0xB9, 0xB6, 0xB6, 0xB6, 0xB4, 0xB2, 0xB4, 0xB6, 0xB2, 0xB2, 0xB4, 0xB2, 0xB1, 0xAF, 0xAF, 0xAF, 0xAF, 0xAD, 0xAD, 0xAF, 0xAF, 0xAD, 0xAB, 0xAB, 0xA9, 0xA9, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAD, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xA8, 0xA8, 0xA8, 0xA6, 0xA8, 0xA6, 0xA6, 0xA4, 0xA6, 0xA6, 0xA8, 0xA6, 0xA6, 0xA6, 0xA6, 0xA6, 0xA6,

0xA4, 0xA6, 0xA6, 0xA6, 0xA6, 0xA4, 0xA4, 0xA6, 0xA6, 0xA2, 0xA2, 0xA4, 0xA4, 0xA4, 0xA4, 0xA4, 0xA4, 0xA6, 0xA6, 0xA8, 0xA8, 0xA9, 0xA8, 0xA9, 0xA9, 0xA8, 0xA8, 0xA8, 0xA8, 0xA6, 0xA4, 0xA4, 0xA4, 0xA4, 0xA2, 0xA2, 0xA1, 0xA1, 0xA4, 0xA4, 0xA2, 0xA4, 0xA4, 0xA6, 0xA2, 0xA4, 0xA6, 0xA4, 0xA4, 0xA6, 0xA4, 0xA2, 0xA4, 0xA4, 0xA4, 0xA2, 0xA4,

0xA2,0xA1,0xA4,0xA2,0xA2,0xA2,0xA2,0xA2,0xA2,0xA2,0xA2,0xA2,0xA4,0xA2,0
x9F,0xA1,0xA2,0xA4,0xA4,0xA1,0x9F,0x9D,0x9D,0x9D,0x9D,0x9F,0xA1,0xA1,0
xA1,0xA2,0xA2,0xA4,0xA2,0xA4,0xA1,0xA1,0xA2,0xA2,0xA2,0xA2,0xA1,0xA2,0x
A2,0xA4,0xA2,0xA2,0xA6,0xA6,0xA6,0xA4,0xA4,0xA4,0xA4,0xA4,0xA2,0xA2,0xA
2,0xA2,0xA2,0xA1,0xA2,0xA1,0xA2,0xA2,0xA1,0xA1,0xA1,0xA2,0xA4,0xA4,0xA2,
0xA4,0xA6,0xA6,0xA6,0xA6,0xA4,0xA6,0xA9,0xA8,0xA4,0xA4,0xA4,0xA6,0xA6,0
xA2,0xA4,0xA4,0xA6,0xA4,0xA6,0xA6,0xA6,0xA9,0xA6,0xA8,0xA6,0xA8,0xA8,0x
A8,0xA6,0xA6,0xA6,0xA9,0xA8,0xA6,0xA8,0xA6,0xA6,0xA6,0xA6,0xA8,0xA8,0xA
6,0xA8,0xA6,0xA8,0xA8,0xA6,0xA4,0xA4,0xA6,0xA6,0xA8,0xA9,0xA9,0xA8,0xA4,
0xA8,0xA9,0xA9,0xA8,0xA9,0xA9,0xA9,0xA9,0xA9,0xAB,0xA9,0xA9,0xA9,0xAB,0
xAB,0xA9,0xA9,0xA9,0xAB,0xA9,0xA9,0xA9,0xA8,0xA9,0xAB,0xAB,0xAB,0xA9,0
xAB,0xAD,0xAB,0xA9,0xA9,0xAB,0xA9,0xA9,0xA9,0xA8,0xA6,0xA8,0xA9,0xA9,0
xA9,0xA9,0xAB,0xAD,0xAD,0xAD,0xAF,0xAF,0xAF,0xAD,0xAB,0xAD,0xAD,0xA
B,0xAB,0xAB,0xA8,0xAB,0xAB,0xAD,0xB1,0xB1,0xB1,0xB2,0xB4,0xB4,0xB4,0xB
6,0xB9,0xB9,0xB9,0xB8,0xB8,0xB9,0xB9,0xB9,0xB8,0xB6,0xB2,0xB2,0xB4,0xB4,
0xB8,0xB9,0xB8,0xB8,0xB9,0xBB,0xBB,0xBD,0xBD,0xBD,0xBB,0xBB,0xBB,0xB
F,0xBF,0xBF,

0xBF,0xBF,0xBF,0xC1,0xBF,0xBD,0xC1,0xC1,0xBF,0xBD,0xBD,0xBF,0xBD,0x
BF,0xBF,0xBF,0xBF,0xC1,0xC1,0xBF,0xC1,0xBF,0xBF,0xC1,0xC1,0xBD,0xBB,
0xBD,0xBF,0xBB,0xBB,0xBB,0xBB,0xB9,0xB8,0xB6,0xB8,0xB9,0xB6,0xB6,0xB6,
0xB6,0xB4,0xB2,0xB2,0xB1,0xB1,0xB1,0xAD,0xAD,0xB1,0xAD,0xA9,0xAB,0xAD
,0xA8,0xA6,0xA9,0xA8,0xA6,0xA8,0xA8,0xA6,0xA6,0xA6,0xA4,0xA6,0xA6,0xA4,0
xA6,0xA8,0xA6,0xA9,0xAB,0xA9,0xAB,0xAB,0xA9,0xAD,0xAF,0xAD,0xAB,0xAF,
0xB1,0xAF,0xB1,0xB1,0xB2,0xB1,0xB2,0xB1,0xB2,0xB6,0xB9,0xBB,0xBF,0xC2,
0xC4,0xC6,0xCD,0xD0,0xD4,0xD9,0xE0,0xE2,0xE4,0xED,0xF0,0xF7,0xF9,0xF
D,0xFF,0xFD,0xF9,0xF9,0xF9,0xF7,0xF6,0xF4,0xED,0xE6,0xE4,0xDF,0xD8,0x
D2,0xD0,0xD2,0xD2,0xD0,0xCB,0xCB,0xCB,0xC9,0xC8,0xC8,0xC8,0xC4,0xC4,
0xC4,0xC2,0xC2,0xC4,0xC1,0xC1,0xC2,0xC1,0xBD,0xB9,0xB9,0xB6,0xB6,0xB6,
0xB2,0xB1,0xB2,0xB1,0xB1,0xB1,0xB1,0xAD,0xAD,0xAF,0xAB,0xAD,0xAB,0xA9
,0xA8,0xAB,0xA9,0xA8,0xA9,0xA9,0xA6,0xA9,0xA9,0xA9,0xA9,0xA9,0xA8,0xAB,
0xAD,0xAB,0xA9,0xAB,0xAB,0xA9,0xA9,0xAB,0xA9,0xAB,0xA9,0xA9,0xA9,0xAB,0xA9
,0xA9,0xA8,0xA8,0xAB,0xA9,0xA9,0xAB,0xA9,0xA9,0xAB,0xAB,0xAB,0xAD,0xA9
,0xAB,0xAD,0xAB,0xA9,0xA9,0xAB,0xA8,0xA8,0xA9,0xA8,0xA6,0xA6,0xA6,0xA8,
0xA8,0xA6,0xA8,0xA9,0xA8,0xA9,0xA9,0xA8,0xA6,0xA8,0xA6,0xA4,0xA6,0xA4,0
x9F,0x9F,0x9D,0x9F,0x9D,0x9F,0xA1,0x9B,0x9D,0xA1,0x9F,0x9F,0x9D,0x9D,0
x9D,0x9D,0x9D,0x9D,0x9D,0x9D,0x9D,0x9D,0x9D,0x9F,0x9A,0x9A,0x9B,
0x9B,0x9A,0x9A,0x9A,0x9B,0x9A,0x9B,0x9F,0x9D,0x9B,0x9B,0x9F,0x9B,0x9B,0
x9B,0x9B,0x9A,0x9A,0x98,0x96,0x94,

0x92,0x94,0x96,0x96,0x94,0x92,0x92,0x91,0x8F,0x8F,0x8D,0x8F,0x8F,0x8F,0x8
B,0x8B,0x8A,0x8A,0x8A,0x8A,0x8B,0x8D,0x8B,0x8D,0x8F,0x8F,0x91,0x94,0x92,
0x91,0x92,0x92,0x92,0x94,0x94,0x96,0x98,0x96,0x92,0x92,0x94,0x92,0x94,0x96,
0x94,0x98,0x9A,0x9A,0x9A,0x98,0x9A,0x9A,0x9D,0x9B,0x9B,0x9D,0x9D,0x9D,0
xA1,0xA1,0x9D,0xA1,0x9F,0x9D,0x9D,0xA2,0xA1,0xA1,0xA4,0xA6,0xA4,0xA6,0xA
4,0xA4,0xA8,0xA6,0xA4,0xA8,0xA9,0xA9,0xAB,0xAB,0xAD,0xAD,0xAF,0xAF,0

xAF, 0xAD, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xA9, 0xAD, 0xAB, 0xA8, 0xAB, 0xAB, 0xA6, 0xA9, 0xAB
, 0xA9, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAB, 0xAD, 0xAB, 0xAB, 0xAD, 0xAD, 0xAD, 0xAF, 0xAD, 0x
AF, 0xAF, 0xAD, 0xAB, 0xAB, 0xA9, 0xAB, 0xA9, 0xA8, 0xA9, 0xA9, 0xA8, 0xAB, 0xAD, 0
xA9, 0xA9, 0xAD, 0xAD, 0xAF, 0xB2, 0xB2, 0xB1, 0xAD, 0xAD, 0xAB, 0xAD, 0xAD, 0xA
D, 0xA9, 0xA9, 0xAD, 0xAD, 0xAF, 0xAB, 0xAB, 0xAD, 0xAD, 0xAF, 0xB1, 0xAF, 0xAD,
0xAF, 0xB2, 0xAD, 0xAF, 0xB2, 0xB1, 0xAF, 0xAD, 0xAB, 0xA9, 0xA9, 0xA9, 0xA9, 0xA8
, 0xA9, 0xA6, 0xA6, 0xA4, 0xA2, 0xA4, 0xA8, 0xA9, 0xA9, 0xA9, 0xA9, 0xA8, 0xA9, 0xAB,
0xA9, 0xAD, 0xAF, 0xAD, 0xB1, 0xB4, 0xB8, 0xBB, 0xC1, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC6, 0xC6

,
0xC8, 0xC9, 0xC8, 0xC8, 0xC2, 0xBF, 0xB9, 0xB4, 0xAD, 0xA8, 0xA2, 0x9B, 0x8F, 0x88,
0x81, 0x74, 0x6C, 0x63, 0x58, 0x4A, 0x38, 0x2E, 0x1F, 0xE, 0x5,

//1440

//const unsigned char ecg3_onda[] = {

0x1, 0x2, 0xA, 0xF, 0x13, 0x1D, 0x27, 0x2F, 0x36, 0x37, 0x37, 0x37, 0x3B, 0x39, 0x3A, 0x
3E, 0x3D, 0x42, 0x42, 0x48, 0x48, 0x4C, 0x4C, 0x51, 0x50, 0x55, 0x55, 0x5B, 0x5F, 0x67,
0x6A, 0x68, 0x67, 0x68, 0x6A, 0x6A, 0x6B, 0x6E, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x71, 0x71, 0x71, 0x7
2, 0x71, 0x72, 0x6F, 0x6F, 0x71, 0x72, 0x71, 0x72, 0x71, 0x72, 0x72, 0x73, 0x73, 0x76, 0x
75, 0x75, 0x76, 0x73, 0x73, 0x77, 0x79, 0x77, 0x79, 0x79, 0x79, 0x7C, 0x7D, 0x81, 0x81, 0
x84, 0x82, 0x82, 0x85, 0x85, 0x88, 0x89, 0x8D, 0x94, 0x9A, 0x9A, 0xA0, 0xA3, 0xA4, 0xA
B, 0xAF, 0xB8, 0xB8, 0xBC, 0xC1, 0xC4, 0xC8, 0xC4, 0xC8, 0xC9, 0xC5, 0xC8, 0xC5, 0x
C7, 0xC5, 0xC4, 0xC2, 0xC0, 0xC0, 0xBD, 0xB9, 0xB5, 0xB1, 0xAD, 0xAB, 0xAF, 0xAB, 0
xAA, 0xA7, 0xA4, 0xA3, 0x9F, 0x9C, 0x97, 0x93, 0x90, 0x8F, 0x8C, 0x88, 0x85, 0x85, 0x8
1, 0x84, 0x81, 0x80, 0x80, 0x7C, 0x7A, 0x77, 0x77, 0x77, 0x77, 0x77, 0x76, 0x76, 0x72, 0x
73, 0x73, 0x72, 0x73, 0x73, 0x72, 0x73, 0x71, 0x71, 0x72, 0x72, 0x75, 0x75, 0x77, 0x72, 0x
72, 0x72, 0x72, 0x72, 0x72, 0x71, 0x6E, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6E, 0x6E, 0x6D
, 0x6A, 0x6B, 0x68, 0x6A, 0x6D, 0x6D, 0x6E, 0x6B, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x6A, 0
x68, 0x68, 0x68, 0x68, 0x66, 0x66, 0x67, 0x67, 0x67, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x68, 0x68,
0x68, 0x68, 0x6A, 0x67, 0x68, 0x6A, 0x68, 0x67, 0x67, 0x67, 0x66, 0x64, 0x64, 0x64, 0x66
, 0x66, 0x67, 0x67, 0x66, 0x68, 0x6A, 0x6B, 0x6A, 0x6D, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x
68, 0x6B, 0x6B, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x66, 0x64, 0x63, 0x62, 0x63, 0x66, 0x67, 0x67, 0x68, 0
x68, 0x68, 0x68, 0x67, 0x68, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x68, 0x67, 0x63, 0x66, 0x68, 0x67,
0x68, 0x68, 0x6A, 0x68, 0x6D, 0x68, 0x67, 0x64, 0x64, 0x66, 0x66, 0x67, 0x67, 0x68, 0x67
, 0x68, 0x66, 0x67, 0x63, 0x66, 0x67, 0x66, 0x66,

0x64, 0x67, 0x66, 0x68, 0x63, 0x64, 0x64, 0x67, 0x66, 0x67, 0x6A, 0x67, 0x66, 0x68, 0x67,
0x66, 0x64, 0x63, 0x68, 0x67, 0x66, 0x68, 0x66, 0x6A, 0x67, 0x66, 0x68, 0x67, 0x67, 0x67,
0x67, 0x68, 0x66, 0x67, 0x68, 0x66, 0x67, 0x68, 0x67, 0x68, 0x66, 0x68, 0x67, 0x67, 0x67,
0x67, 0x6A, 0x67, 0x67, 0x63, 0x64, 0x64, 0x66, 0x66, 0x67, 0x66, 0x67, 0x68, 0x67, 0x67,
0x64, 0x66, 0x66, 0x66, 0x67, 0x63, 0x64, 0x66, 0x63, 0x66, 0x64, 0x64, 0x67, 0x66, 0x67,
0x68, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x68, 0x6B, 0x6D, 0x6B, 0x6B, 0x6B, 0x6B, 0x6E, 0x6F, 0x72, 0x
72, 0x71, 0x6F, 0x6E, 0x6D, 0x6D, 0x6D, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x67, 0x66, 0x67, 0x66, 0x67,
0x64, 0x64, 0x63, 0x62, 0x60, 0x63, 0x63, 0x62, 0x62, 0x60, 0x60, 0x60, 0x5F, 0x5F, 0x60
, 0x60, 0x5F, 0x5F, 0x5F, 0x60, 0x62, 0x62, 0x60, 0x63, 0x60, 0x60, 0x62, 0x60, 0x63, 0x6
4, 0x62, 0x62, 0x63, 0x63, 0x66, 0x68, 0x68, 0x6B, 0x6D, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x71, 0x75, 0

x81, 0x8D, 0x90, 0x8B, 0x88, 0x80, 0x7A, 0x6F, 0x67, 0x5E, 0x5B, 0x57, 0x50, 0x50, 0x57
, 0x58, 0x5B, 0x59, 0x5C, 0x59, 0x58, 0x5B, 0x5F, 0x62, 0x62, 0x62, 0x60, 0x63, 0x63, 0x6
6, 0x64, 0x64, 0x67, 0x64, 0x66, 0x67, 0x66, 0x66, 0x67, 0x66, 0x64, 0x63, 0x62, 0x64, 0x6
7, 0x68, 0x64, 0x64, 0x66, 0x64, 0x63, 0x67, 0x63, 0x66, 0x67, 0x66, 0x68, 0x67, 0x67, 0x6
8, 0x64, 0x67, 0x64, 0x64, 0x63, 0x62, 0x63, 0x63, 0x64, 0x67, 0x66, 0x66, 0x64, 0x62, 0x6
2, 0x63, 0x62, 0x64, 0x64, 0x64, 0x66, 0x64, 0x63, 0x63, 0x63, 0x63, 0x64, 0x66, 0x67, 0x6
6, 0x67, 0x66, 0x67, 0x68, 0x6B, 0x6B, 0x6D, 0x6A, 0x6D, 0x6E, 0x6F, 0x71, 0x72, 0x73, 0
x75, 0x76, 0x76, 0x77, 0x79, 0x79, 0x7C, 0x7C, 0x7D, 0x80, 0x7E, 0x7D, 0x7D, 0x7D, 0x7
A, 0x79, 0x77, 0x76, 0x79, 0x76, 0x77, 0x76, 0x73, 0x75, 0x73, 0x73, 0x72, 0x72, 0x71, 0x7
1, 0x6F, 0x6E, 0x6B,

0x6E, 0x6B, 0x68, 0x68, 0x64, 0x66, 0x66, 0x67, 0x64, 0x67, 0x66, 0x68, 0x67, 0x68, 0x68
, 0x68, 0x6A, 0x6A, 0x6B, 0x6A, 0x6A, 0x6B, 0x68, 0x67, 0x6B, 0x68, 0x6A, 0x6B, 0x6B, 0x
6A, 0x6B, 0x68, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x68, 0x68, 0x68, 0x67, 0x68, 0x67, 0x67, 0x68, 0x66, 0
x67, 0x67, 0x66, 0x66, 0x68, 0x67, 0x67, 0x68, 0x6D, 0x6B, 0x6F, 0x72, 0x7A, 0x80, 0x85,
0x8C, 0x91, 0x97, 0x9B, 0xA0, 0xA7, 0xAB, 0xB2, 0xBA, 0xBE, 0xC9, 0xD3, 0xDF, 0xEF,
0xFA, 0xF8, 0xF2, 0xEB, 0xE5, 0xD3, 0xC4, 0xB1, 0xA0, 0x91, 0x80, 0x72, 0x71, 0x6E, 0
x6D, 0x6A, 0x6A, 0x67, 0x64, 0x62, 0x63, 0x62, 0x5E, 0x60, 0x5E, 0x5F, 0x60, 0x60, 0x60
, 0x59, 0x5C, 0x5B, 0x5E, 0x5E, 0x5B, 0x5B, 0x58, 0x58, 0x58, 0x59, 0x57, 0x59, 0x55, 0x
55, 0x57, 0x55, 0x55, 0x54, 0x55, 0x54, 0x57, 0x54, 0x54, 0x57, 0x54, 0x51, 0x53, 0x53, 0x
4F, 0x50, 0x50, 0x4F, 0x51, 0x4D, 0x50, 0x51, 0x50, 0x4F, 0x4D, 0x50, 0x4C, 0x50, 0x4F,
0x4C, 0x4C, 0x4D, 0x50, 0x4D, 0x4F, 0x4A, 0x4F, 0x4A, 0x4A, 0x48, 0x48, 0x44, 0x44, 0x
41, 0x42, 0x40, 0x40, 0x3D, 0x3E, 0x3E, 0x3D, 0x40, 0x41, 0x41, 0x42, 0x42, 0x44, 0x44,
0x45, 0x44, 0x48, 0x46, 0x49, 0x48, 0x4D, 0x4A, 0x4C, 0x4D, 0x4D, 0x4F, 0x50, 0x4F, 0x
51, 0x50, 0x50, 0x53, 0x51, 0x54, 0x54, 0x54, 0x57, 0x59, 0x59, 0x58, 0x5B, 0x5B, 0x5C, 0
x5C, 0x5F, 0x5E, 0x5E, 0x5E, 0x5F, 0x62, 0x62, 0x62, 0x64, 0x66, 0x66, 0x64, 0x63, 0x64
, 0x64, 0x66, 0x6A, 0x67, 0x68, 0x67, 0x68, 0x67, 0x68, 0x68, 0x68, 0x6A, 0x6D, 0x6A, 0x6
B, 0x6A, 0x6A, 0x67, 0x6A, 0x6D, 0x6D, 0x6D, 0x6B, 0x6D, 0x6B, 0x6A, 0x6A, 0x6D, 0x6
B, 0x68, 0x6A, 0x6B, 0x6B, 0x6A, 0x6B, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x66, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x6B,
0x6A, 0x6D, 0x6B, 0x6B, 0x6B, 0x6D, 0x6B, 0x6B, 0x6D, 0x6A, 0x6D, 0x6B, 0x6D, 0x6E,
0x6D, 0x6A, 0x6D, 0x6E, 0x6D, 0x6D, 0x6B, 0x6B, 0x6A,

0x6B, 0x6A, 0x6A, 0x68, 0x67, 0x67, 0x68, 0x67, 0x67, 0x67, 0x67, 0x67, 0x66, 0x68, 0x68, 0x67
, 0x68, 0x67, 0x67, 0x67, 0x67, 0x67, 0x68, 0x6A, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x68, 0x67, 0x67, 0x6
4, 0x66, 0x68, 0x67, 0x6A, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x68, 0x67, 0x68, 0x66, 0x66, 0x68, 0x68, 0x
68, 0x6B, 0x68, 0x6A, 0x68, 0x67, 0x64, 0x67, 0x64, 0x62, 0x63, 0x63, 0x63, 0x64, 0x64, 0
x62, 0x67, 0x63, 0x64, 0x67, 0x63, 0x63, 0x67, 0x62, 0x64, 0x66, 0x64, 0x64, 0x66, 0x64, 0
x64, 0x64, 0x64, 0x63, 0x64, 0x63, 0x64, 0x64, 0x66, 0x63, 0x64, 0x64, 0x63, 0x63, 0x66, 0
x63, 0x66, 0x63, 0x62, 0x63, 0x63, 0x62, 0x64, 0x66, 0x67, 0x66, 0x63, 0x63, 0x64, 0x64, 0
x62, 0x63, 0x63, 0x63, 0x66, 0x64, 0x63, 0x64, 0x63, 0x63, 0x63, 0x62, 0x64, 0x63, 0x66, 0
x64, 0x66, 0x64, 0x63, 0x64, 0x63, 0x62, 0x63, 0x63, 0x64, 0x64, 0x64, 0x64, 0x64, 0x62, 0
x63, 0x63, 0x60, 0x63, 0x63, 0x63, 0x64, 0x63, 0x64, 0x64, 0x63, 0x63, 0x64, 0x64, 0x64, 0
x64, 0x62, 0x62, 0x64, 0x64, 0x67, 0x66, 0x68, 0x64, 0x64, 0x66, 0x62, 0x63, 0x62, 0x63, 0
x64, 0x66, 0x66, 0x66, 0x66, 0x66, 0x64, 0x67, 0x67, 0x6A, 0x6A, 0x6A, 0x68, 0x67, 0x66,
0x64, 0x67, 0x64, 0x67, 0x6A, 0x68, 0x68, 0x68, 0x68, 0x6A, 0x67, 0x63, 0x64, 0x63, 0x66
, 0x64, 0x66, 0x66, 0x64, 0x67, 0x66, 0x64, 0x64, 0x64, 0x63, 0x66, 0x67, 0x66, 0x67, 0x67

,0x67,0x66,0x64,0x64,0x66,0x66,0x68,0x68,0x67,0x6A,0x68,0x68,0x64,0x64,0x64
,0x63,0x63,0x63,0x64,0x68,0x6B,0x6B,0x6D,0x6E,0x6F,0x6F,0x6D,0x6E,0x6E,0
x6F,0x71,0x71,0x72,0x71,0x6D,0x6B,0x6A,0x6B,0x6D,0x6A,0x6F,0x6A,0x6B,0x6
A,0x68,0x6B,0x6A,0x6B,0x6D,0x68,0x6A,0x6A,0x68,0x67,0x6A,0x68,0x67,0x66,0
x66,0x64,0x60,0x60,0x63,0x64,0x66,0x64,0x67,0x66,0x67,0x64,0x64,0x66,0x67,0
x64,0x63,0x66,

0x64,0x64,0x63,0x64,0x66,0x6A,0x6B,0x6E,0x75,0x7C,0x85,0x84,0x85,0x82,0x8
1,0x76,0x71,0x68,0x64,0x5B,0x55,0x51,0x53,0x51,0x55,0x58,0x58,0x5C,0x5E,0x
62,0x60,0x64,0x64,0x63,0x64,0x62,0x63,0x62,0x5E,0x62,0x62,0x64,0x68,0x66,0x
66,0x63,0x64,0x63,0x66,0x66,0x66,0x66,0x67,0x68,0x67,0x64,0x63,0x62,0x
60,0x5F,0x5F,0x63,0x66,0x67,0x68,0x64,0x62,0x63,0x62,0x66,0x66,0x66,0x68,0
x67,0x68,0x68,0x68,0x67,0x68,0x68,0x68,0x6A,0x68,0x67,0x6A,0x68,
0x68,0x6A,0x6A,0x6A,0x6B,0x6D,0x6E,0x71,0x6F,0x72,0x6F,0x6F,0x71,0x71,0x
6F,0x6F,0x71,0x6F,0x72,0x72,0x75,0x72,0x75,0x75,0x73,0x73,0x75,0x76,0x79,0
x79,0x79,0x7A,0x79,0x79,0x7A,0x7A,0x7A,0x7E,0x7D,0x7C,0x7D,0x79,0x7A,0x7
A,0x76,0x7A,0x77,0x75,0x76,0x76,0x75,0x72,0x75,0x75,0x76,0x79,0x75,0x75,0x
72,0x73,0x72,0x72,0x71,0x71,0x71,0x6E,0x6F,0x6F,0x6D,0x6E,0x6D,0x6A,0x6D
,0x6D,0x6B,0x6B,0x6D,0x68,0x6A,0x6A,0x66,0x67,0x67,0x6A,0x68,0x6A,0x67,0x
68,0x68,0x6B,0x6E,0x6D,0x6B,0x6D,0x68,0x68,0x6B,0x6F,0x6E,0x6F,0x6E,0x6
E,0x6E,0x6F,0x6F,0x71,0x6F,0x6F,0x6F,0x6E,0x6E,0x6E,0x6E,0x6D,0x6D,0x6A
,0x68,0x68,0x67,0x67,0x67,0x6A,0x67,0x68,0x6A,0x6B,0x6E,0x6D,0x6B,0x6D,0x
68,0x68,0x68,0x68,0x68,0x6D,0x68,0x6A,0x6A,0x66,0x67,0x67,0x67,0x68,0
x67,0x67,0x68,0x67,0x67,0x67,0x67,0x67,0x66,0x67,0x67,0x66,0x66,0x66,0x63,0
x64,0x66,0x67,0x67,0x64,0x67,0x66,0x67,0x68,0x68,0x68,0x6A,0x68,0x68,0x66,0
x67,0x64,0x67,0x6A,0x6A,0x6E,0x6F,0x72,0x73,0x73,0x71,0x75,0x76,0x73,0x73,
0x72,0x72,0x72,0x71,0x6E,0x6A,

0x63,0x5B,0x55,0x4D,0x41,0x3B,0x2C,0x22,0x13,0x8,0x2,0x2,0x1,0x0,
//1439

//const unsigned char ecg4_onda[] = {

0x3,0xC,0x25,0x35,0x3E,0x4F,0x5F,0x68,0x6C,0x6C,0x6A,0x6C,0x6C,0x6C,0x6
A,0x6D,0x6F,0x6D,0x6F,0x70,0x6F,0x6F,0x74,0x7A,0x81,0x85,0x8A,0x91,0x96,
0x9C,0xA3,0xA9,0xAE,0xB4,0xBC,0xC1,0xC3,0xC3,0xC6,0xC4,0xC4,0xC8,0xC8,
0xC9,0xCB,0xC9,0xCB,0xCC,0xC9,0xC8,0xC9,0xC9,0xC8,0xC9,0xC9,0xC4,0xC
6,0xC6,0xC6,0xC6,0xC6,0xC6,0xC8,0xC9,0xC9,0xC9,0xCB,0xC9,0xC8,0x
C9,0xCB,0xCC,0xCB,0xC9,0xC8,0xCB,0xCB,0xC9,0xC8,0xC9,0xC8,0xC9,0xCB,
0xCB,0xCC,0xCE,0xCE,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xD3,0xD0,0x
D0,0xD0,0xD1,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xD0,0xCE,0xCE,0xD0,0xD0,0xCE,0xD0,0xD1,
0xD1,0xD3,0xD5,0xD5,0xD3,0xD6,0xD5,0xD6,0xD6,0xD6,0xD5,0xD5,0xD5,0xD
6,0xD6,0xD6,0xD6,0xD6,0xD9,0xD8,0xD6,0xD9,0xD8,0xD6,0xD8,0xD8,0xD6,0
xD6,0xD6,0xD5,0xD5,0xD5,0xD3,0xD1,0xD3,0xD3,0xD3,0xD3,0xD1,0xD1,0xD3
,0xD1,0xD1,0xD3,0xD3,0xD3,0xD1,0xD1,0xD0,0xD1,0xCE,0xCE,0xCE,0xCC,0x
CB,0xCC,0xCC,0xCC,0xCB,0xCB,0xCC,0xCC,0xC9,0xCB,0xCB,0xC8,0xC
8,0xC9,0xC8,0xC8,0xC6,0xC6,0xC4,0xC3,0xC3,0xC1,0xC1,0xC1,0xC1,0xC

0, 0xBE, 0xC0, 0xC0, 0xBC, 0xBE, 0xBE, 0xBE, 0xBB, 0xBC, 0xBC, 0xBB, 0xBB, 0xB9, 0xB6, 0xB4, 0xB6, 0xB4, 0xB4, 0xB3, 0xB1, 0xAF, 0xB1, 0xB1, 0xAF, 0xAF, 0xAF, 0xAE, 0xAF, 0xAC, 0xA9, 0xA7, 0xA4, 0xA3, 0xA3, 0xA3, 0x9F, 0x9F, 0x9E, 0x9A, 0x99, 0x96, 0x94, 0x92, 0x8F, 0x8F, 0x92, 0x96, 0x96, 0x97, 0x9A, 0x9E, 0x9F, 0xA1, 0xA4, 0xA3, 0xA1, 0xA3, 0xA3, 0xA1, 0x9E, 0x92, 0x87, 0x7F, 0x75, 0x6C, 0x64, 0x5D, 0x57, 0x58, 0x57, 0x50, 0x4F, 0x4D, 0x4A, 0x4A, 0x52, 0x53, 0x55, 0x58, 0x5A, 0x5B, 0x62, 0x6A, 0x6D, 0x74, 0x7C, 0x81, 0x85, 0x8E, 0x91, 0x96, 0x9A,

0xA1, 0xA6, 0xAC, 0xB1, 0xB3, 0xB7, 0xB9, 0xBE, 0xC1, 0xC3, 0xC6, 0xC9, 0xC8, 0xC9, 0xCC, 0xCC, 0xCE, 0xD0, 0xCE, 0xCE, 0xD0, 0xCE, 0xCE, 0xD0, 0xD1, 0xCE, 0xCC, 0xCE, 0xD0, 0xCE, 0xCE, 0xCC, 0xCC, 0xCC, 0xCE, 0xCE, 0xCC, 0xCC, 0xCC, 0xCE, 0xCC, 0xCB, 0xCE, 0xCE, 0xCE, 0xCE, 0xD0, 0xD0, 0xD0, 0xD0, 0xD1, 0xD5, 0xD3, 0xD3, 0xD3, 0xD3, 0xD3, 0xD1, 0xD1, 0xD1, 0xD0, 0xD0, 0xD1, 0xD0, 0xD3, 0xD3, 0xD3, 0xD3, 0xD5, 0xD5, 0xD5, 0xD5, 0xD6, 0xD6, 0xD6, 0xD8, 0xD5, 0xD5, 0xD6, 0xD5, 0xD8, 0xD9, 0xD9, 0xD9, 0xDB, 0xD9, 0xD9, 0xDB, 0xDB, 0xDB, 0xDB, 0xD9, 0xD9, 0xD9, 0xD9, 0xD9, 0xD9, 0xDB, 0xD8, 0xDB, 0xD9, 0xD8, 0xD9, 0xD9, 0xD8, 0xD9, 0xD9, 0xD8, 0xD8, 0xDB, 0xDB, 0xD8, 0xD8, 0xD9, 0xD9, 0xDB, 0xD9, 0xD9, 0xD8, 0xD9, 0xD6, 0xD6, 0xD6, 0xD3, 0xD3, 0xD5, 0xD3, 0xD1, 0xD1, 0xD3, 0xD1, 0xD0, 0xD0, 0xCE, 0xD1, 0xD1, 0xD0, 0xD1, 0xD1, 0xD1, 0xD0, 0xD0, 0xD0, 0xCE, 0xCC, 0xCC, 0xCC, 0xCB, 0xCB, 0xCB, 0xC9, 0xC8, 0xCB, 0xCC, 0xCB, 0xCB, 0xC8, 0xC8, 0xC6, 0xC8, 0xC8, 0xC6, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC4, 0xC1, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC3, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC3, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC1, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC0, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC3, 0xC1, 0xC3, 0xC4, 0xC3, 0xC4, 0xC1, 0xC0, 0xC0, 0xC0, 0xC0, 0xBE, 0xBC, 0xC1, 0xBE, 0xBE, 0xC1, 0xC3, 0xC4, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC4, 0xC8, 0xC8, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC3, 0xC3, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC6, 0xC8, 0xC8, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC1, 0xC1, 0xC3, 0xC1, 0xC1, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC4, 0xC6, 0xC8, 0xC8, 0xC6, 0xC8, 0xC9, 0xC9, 0xC8, 0xC8, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC4, 0xC6, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC6, 0xC6, 0xC8,

0xC8, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC8, 0xC8, 0xC4, 0xC4, 0xC3, 0xC4, 0xBE, 0xC1, 0xC0, 0xBE, 0xC0, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC0, 0xC0, 0xC3, 0xC0, 0xC1, 0xC0, 0xBE, 0xBE, 0xC1, 0xC1, 0xBE, 0xC0, 0xC0, 0xC0, 0xC0, 0xC0, 0xC1, 0xC0, 0xC0, 0xC0, 0xC0, 0xC1, 0xC0, 0xC0, 0xBE, 0xBE, 0xC1, 0xC1, 0xC0, 0xBE, 0xC0, 0xC0, 0xBE, 0xC0, 0xC1, 0xC0, 0xBE, 0xC1, 0xC3, 0xC3, 0xC1, 0xC1, 0xC0, 0xBE, 0xBE, 0xBE, 0xC0, 0xBE, 0xBC, 0xBE, 0xBC, 0xBC, 0xC0, 0xBE, 0xBE, 0xBE, 0xC1, 0xC3, 0xC4, 0xC4, 0xC4, 0xC6, 0xC9, 0xC8, 0xC8, 0xC6, 0xC3, 0xC3, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC3, 0xC4, 0xC8, 0xC6, 0xC4, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC6, 0xC4, 0xC4, 0xC6, 0xC6, 0xC8, 0xC4, 0xC1, 0xC3, 0xC6, 0xC1, 0xBE, 0xC0, 0xC1, 0xC0, 0xBE, 0xBE, 0xC0, 0xBC, 0xBB, 0xBE, 0xBE, 0xBB, 0xBC, 0xBE, 0xBE, 0xBE, 0xBE, 0xBE, 0xBE, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC3, 0xC4, 0xC4, 0xC1, 0xC3, 0xC3, 0xC1, 0xC1, 0xC1, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC1, 0xC0, 0xC1, 0xC4, 0xC4, 0xC6, 0xC9, 0xCB, 0xCB, 0xCE, 0xD3, 0xD8, 0xDE, 0xE6, 0xEA, 0xF0, 0xF5, 0xF5, 0xF6, 0xF6, 0xF8, 0xFA, 0xF8, 0xF8, 0xF6, 0xEB, 0xDD, 0xD3, 0xCB, 0xBE, 0xB3, 0xA7, 0x92, 0x7F, 0x72, 0x5F, 0x4D, 0x3E, 0x33, 0x36, 0x45, 0x4B, 0x4B, 0x55, 0x5B, 0x5D, 0x5F, 0x5F, 0x60, 0x62, 0x62, 0x60, 0x62, 0x62, 0x65, 0x6A, 0x6C, 0x6F, 0x6D, 0x72, 0x74, 0x7A, 0x7D, 0x7F, 0x84, 0x87, 0x8A, 0x8F, 0x91, 0x96, 0x9A, 0xA1, 0xA4, 0xA6, 0xAC, 0xA

BE, 0xC1, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC3, 0xC4, 0xC0, 0xC1, 0
x4, 0xC1, 0xC1, 0xC6, 0xC9, 0xCC, 0xCC, 0xCE, 0xCE, 0xD3, 0xD6, 0xD6, 0xD5, 0xD
5, 0xD5, 0xD6, 0xD3,

0xC8, 0xBC, 0xB4, 0xAB, 0x9F, 0x96, 0x87, 0x72, 0x5D, 0x48, 0x35, 0x1E, 0xE, 0x1,
//1437

//const unsigned char ecg5_onda[] = {

0x3, 0x5, 0x7, 0x7, 0x9, 0xB, 0x9, 0xB, 0xB, 0xF, 0xF, 0xF, 0x11, 0xF, 0x11, 0xF, 0xF, 0xF,
0xD, 0xB, 0xF, 0x11, 0x11, 0x15, 0x18, 0x1A, 0x1A, 0x1C, 0x1C, 0x1A, 0x1A, 0x1A, 0x18,
0x1C, 0x1C, 0x1C, 0x1C, 0x1E, 0x1E, 0x1E, 0x1E, 0x20, 0x26, 0x2E, 0x35, 0x3D, 0x45, 0
x4C, 0x50, 0x54, 0x56, 0x58, 0x5C, 0x5C, 0x5C, 0x61, 0x65, 0x6B, 0x6F, 0x74, 0x78, 0x7
C, 0x84, 0x86, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8F, 0x93, 0x95, 0x95, 0x93, 0x91, 0x8F, 0x91, 0
x8D, 0x8B, 0x8D, 0x91, 0x91, 0x93, 0x97, 0x95, 0x93, 0x95, 0x95, 0x95, 0x97, 0x97, 0x95,
0x97, 0x95, 0x95, 0x95, 0x97, 0x9B, 0x99, 0x9B, 0x9B, 0x9D, 0x9F, 0x9F, 0xA2, 0xA4, 0x
A8, 0xAA, 0xAC, 0xB0, 0xB2, 0xB6, 0xB9, 0xBB, 0xBD, 0xBB, 0xBB, 0xBB, 0xBB, 0xB9, 0
xB9, 0xBB, 0xBB, 0xBB, 0xC3, 0xC3, 0xC5, 0xC7, 0xC7, 0xC9, 0xCF, 0xCB, 0xC9, 0xCD
, 0xCD, 0xCD, 0xD0, 0xCF, 0xCD, 0xCF, 0xCD, 0xCB, 0xCD, 0xD0, 0xCF, 0xCD, 0xCD,
0xCD, 0xCD, 0xCB, 0xCB, 0xCD, 0xCD, 0xCD, 0xCF, 0xCF, 0xCD, 0xCF, 0xD0, 0xCF,
0xCD, 0xCB, 0xCD, 0xCB, 0xCB, 0xC9, 0xC9, 0xCB, 0xC9, 0xC7, 0xC9, 0xC7, 0xC7, 0x
C5, 0xC5, 0xC3, 0xC1, 0xC5, 0xC5, 0xC5, 0xC3, 0xC1, 0xBD, 0xBF, 0xBD, 0xBD, 0xB9,
0xB8, 0xB6, 0xB6, 0xB4, 0xB4, 0xB2, 0xAE, 0xAE, 0xAE, 0xAC, 0xAA, 0xAE, 0xAE, 0xAA
, 0xA8, 0xAC, 0xA8, 0xA4, 0xA6, 0xA6, 0xA4, 0xA4, 0xA1, 0xA1, 0xA1, 0x9F, 0x9F, 0x9D,
0x9F, 0x9F, 0x9D, 0x9B, 0x9D, 0x9D, 0x9D, 0x9D, 0x9B, 0x99, 0x95, 0x95, 0x97, 0x97, 0
x99, 0x95, 0x95, 0x95, 0x93, 0x8F, 0x91, 0x91, 0x91, 0x95, 0x93, 0x91, 0x8F, 0x8F, 0x91,
0x93, 0x91, 0x93, 0x91, 0x91, 0x93, 0x91, 0x8F, 0x91, 0x8F, 0x8D, 0x8F, 0x8F, 0x8F, 0x8
F, 0x8F, 0x8D, 0x8F, 0x8F, 0x8F, 0x8F, 0x91, 0x8F, 0x8F, 0x8F, 0x8F, 0x8B, 0x8D, 0x8B
, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x88, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8A,

0x8A, 0x8A, 0x86, 0x84, 0x86, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8A, 0x8D, 0x8D, 0
x8B, 0x86, 0x88, 0x8B, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x8D, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x8
8, 0x86, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8D, 0x8B, 0x8F, 0x8D, 0x8D, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8B
, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8A, 0x8B, 0x8D, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x88, 0
x88, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x8B, 0x8B, 0x8B, 0x8D, 0x8F, 0x8B, 0x8D, 0x8D, 0x8B, 0x8A, 0x
8B, 0x8B, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8A, 0x8B, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8D, 0x8
A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x86, 0x88, 0x8B, 0x8B, 0x88, 0x8A, 0x88, 0x8A,
0x8A, 0x88, 0x8A, 0x8B, 0x88, 0x84, 0x86, 0x86, 0x84, 0x8A, 0x88, 0x86, 0x88, 0x88, 0x8
A, 0x8B, 0x8D, 0x8A, 0x8B, 0x8D, 0x8D, 0x8B, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8
8, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x88, 0
x88, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x86, 0x88, 0x8A, 0x88,
0x84, 0x86, 0x88, 0x88, 0x88, 0x86, 0x88, 0x88, 0x86, 0x86, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x86, 0x86,
0x88, 0x88, 0x88, 0x86, 0x84, 0x84, 0x86, 0x86, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84,
0x84, 0x82, 0x82, 0x82, 0x84, 0x86, 0x86, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x7E, 0x80, 0x7E, 0x7E
, 0x7E, 0x7E, 0x80, 0x82, 0x86, 0x86, 0x84, 0x86, 0x88, 0x84, 0x82, 0x84, 0x82, 0x80, 0x8
0, 0x7E, 0x80, 0x80, 0x7E, 0x80, 0x82, 0x80, 0x7E, 0x82, 0x82, 0x80, 0x80, 0x80, 0x80, 0x
80, 0x80, 0x80, 0x7C, 0x7C, 0x7C, 0x7E, 0x7E, 0x7E, 0x80, 0x80, 0x7E, 0x80, 0x7E, 0x80,

0x82, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x7E, 0x7E, 0x7E, 0x7C, 0x7E, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x7E, 0x80, 0x80, 0x7E, 0x7C, 0x7E, 0x82, 0x82, 0x84, 0x84, 0x82, 0x84, 0x84, 0x82, 0x82, 0x82, 0x80, 0x82,

0x82, 0x82, 0x86, 0x86, 0x86, 0x88, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x86, 0x8A, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x8A, 0x8B, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x8B, 0x8A, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8B, 0x8D, 0x8F, 0x95, 0x93, 0x97, 0x9B, 0x9B, 0x9D, 0xA1, 0xA2, 0xA2, 0xA2, 0xA4, 0xA8, 0xA8, 0xA4, 0xA4, 0xA6, 0xA6, 0xA4, 0xA2, 0x9F, 0xA1, 0xA1, 0x9B, 0x99, 0x97, 0x91, 0x8F, 0x91, 0x8F, 0x8F, 0x8F, 0x8F, 0x8D, 0x8D, 0x8D, 0x88, 0x88, 0x86, 0x82, 0x82, 0x82, 0x80, 0x7E, 0x80, 0x82, 0x80, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x7E, 0x7E, 0x80, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x7A, 0x7A, 0x7A, 0x7C, 0x7C, 0x7C, 0x7A, 0x7A, 0x7A, 0x7A, 0x7A, 0x78, 0x78, 0x78, 0x76, 0x74, 0x76, 0x78, 0x78, 0x76, 0x74, 0x74, 0x74, 0x73, 0x71, 0x6F, 0x6D, 0x6D, 0x6D, 0x6B, 0x6D, 0x6D, 0x69, 0x69, 0x6D, 0x71, 0x71, 0x73, 0x78, 0x7E, 0x80, 0x80, 0x80, 0x80, 0x82, 0x84, 0x86, 0x88, 0x8D, 0x95, 0x9D, 0xA4, 0xAC, 0xB4, 0xB6, 0xB6, 0xB4, 0xAE, 0xAC, 0xAA, 0xA6, 0xA4, 0xA2, 0xA1, 0x9D, 0x9D, 0x99, 0x95, 0x95, 0x95, 0x8F, 0x8F, 0x91, 0x8F, 0x8D, 0x8D, 0x8D, 0x8A, 0x88, 0x86, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x7C, 0x7A, 0x7A, 0x7A, 0x78, 0x78, 0x76, 0x74, 0x73, 0x74, 0x76, 0x76, 0x73, 0x78, 0x76, 0x71, 0x73, 0x74, 0x73, 0x71, 0x71, 0x6F, 0x6D, 0x6F, 0x6F, 0x6D, 0x6F, 0x71, 0x6F, 0x6F, 0x71, 0x6D, 0x6D, 0x6D, 0x69, 0x69, 0x6B, 0x6B, 0x69, 0x6B, 0x6B, 0x6B, 0x6B, 0x6F, 0x71, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6D, 0x69, 0x69, 0x6B, 0x6B, 0x6D, 0x6D, 0x6B, 0x6B, 0x69, 0x6B, 0x6B, 0x6D, 0x6D, 0x6B, 0x6B, 0x6D, 0x6D, 0x6B, 0x6F, 0x6D, 0x6B, 0x6D, 0x6F, 0x6D, 0x6F, 0x71, 0x6F, 0x71, 0x71, 0x6D, 0x6F, 0x6F, 0x71, 0x71, 0x6F, 0x6F, 0x71, 0x71, 0x6D, 0x71, 0x73, 0x6F,

0x6D, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6B, 0x6D, 0x6F, 0x71, 0x6F, 0x6D, 0x6D, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6F, 0x6D, 0x6F, 0x6D, 0x6B, 0x69, 0x6D, 0x71, 0x6F, 0x71, 0x71, 0x6F, 0x6F, 0x71, 0x73, 0x73, 0x74, 0x74, 0x74, 0x76, 0x76, 0x74, 0x76, 0x78, 0x76, 0x78, 0x76, 0x78, 0x78, 0x7C, 0x7C, 0x7A, 0x7C, 0x7C, 0x7C, 0x7E, 0x80, 0x7E, 0x7E, 0x82, 0x80, 0x80, 0x80, 0x80, 0x80, 0x82, 0x80, 0x80, 0x82, 0x80, 0x80, 0x82, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x84, 0x82, 0x82, 0x82, 0x82, 0x82, 0x80, 0x80, 0x82, 0x82, 0x82, 0x84, 0x88, 0x8A, 0x88, 0x86, 0x84, 0x86, 0x88, 0x8A, 0x88, 0x86, 0x88, 0x84, 0x86, 0x86, 0x86, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x86, 0x88, 0x88, 0x86, 0x86, 0x84, 0x84, 0x84, 0x86, 0x86, 0x86, 0x84, 0x82, 0x84, 0x82, 0x82, 0x82, 0x82, 0x82, 0x82, 0x82, 0x86, 0x86, 0x86, 0x88, 0x84, 0x82, 0x86, 0x86, 0x86, 0x86, 0x84, 0x80, 0x80, 0x80, 0x84, 0x86, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8A, 0x8B, 0x8B, 0x8A, 0x8A, 0x8B, 0x8A, 0x88, 0x8A, 0x88, 0x86, 0x8A, 0x8B, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x88, 0x88, 0x88, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x88, 0x86, 0x8A, 0x8A, 0x86, 0x86, 0x8A, 0x86, 0x88, 0x88, 0x86, 0x88, 0x8A, 0x8A, 0x8A, 0x8D, 0x91, 0x93, 0x97, 0x9F, 0xA1, 0xA2, 0xA2, 0xA2, 0xA8, 0xAA, 0xAC, 0xB0, 0xB6, 0xB8, 0xB9, 0xBF, 0xC7, 0xC9, 0xCD, 0xCF, 0xD2, 0xD6, 0xDA, 0xDC, 0xE0, 0xE2, 0xE4, 0xE4, 0xE6, 0xE9, 0xE7, 0xE9, 0xE9, 0xED, 0xEF, 0xF1, 0xF5, 0xF5, 0xF7, 0xF9, 0xFB, 0xFD, 0xFB, 0xFB, 0xFD, 0xF9, 0xF5, 0xF5, 0xF3, 0xED, 0xEB, 0xE9, 0xE6, 0xE2, 0xDE, 0xDA,

```

0xD8,0xD6,0xD6,0xD4,0xD0,0xCD,0xCD,0xCD,0xCB,0xCB,0xCB,0xC9,0xC7,0x
C7,0xC5,0xC5,0xC1,0xBD,0xBD,0xBB,0xB9,0xB6,0xB4,0xAA,0xA2,0x9D,0x99,0
x95,0x91,0x8A,0x88,0x82,0x7E,0x7A,0x76,0x74,0x74,0x76,0x74,0x73,0x71,0x6D,
0x6D,0x6F,0x6B,0x6B,0x6D,0x6D,0x6B,0x69,0x69,0x6B,0x69,0x69,0x67,0x
65,0x65,0x63,0x63,0x65,0x63,0x61,0x61,0x61,0x5F,0x5D,0x5D,0x5C,0x5D,0x61,
0x5D,0x5A,0x5C,0x5A,0x58,0x58,0x58,0x58,0x58,0x54,0x56,0x56,0x54,0x52,0x5
4,0x54,0x50,0x50,0x52,0x4E,0x4C,0x50,0x50,0x4C,0x4E,0x4C,0x4A,0x4E,0x4E,0
x48,0x4C,0x4C,0x46,0x4A,0x4E,0x4A,0x48,0x4A,0x46,0x46,0x45,0x43,0x43,0x43
,0x43,0x45,0x45,0x41,0x43,0x43,0x45,0x3F,0x43,0x45,0x43,0x43,0x43,0x41,0x41
,0x43,0x43,0x3F,0x43,0x45,0x45,0x45,0x45,0x45,0x46,0x48,0x4A,0x4C,0x48,0x4
8,0x4A,0x4C,0x4C,0x4A,0x4A,0x48,0x4A,0x4E,0x4E,0x4E,0x4E,0x52,0x52,0x52,
0x56,0x54,0x54,0x58,0x56,0x58,0x5C,0x5C,0x58,0x5A,0x5D,0x5D,0x5C,0x5D,0x
5F,0x5C,0x5C,0x5F,0x5F,0x5D,0x5D,0x5F,0x61,0x65,0x67,0x65,0x65,0x69,0x6B
,0x6D,0x6D,0x6D,0x6D,0x6F,0x71,0x73,0x74,0x74,0x76,0x7A,0x7A,0x7A,0x7E,0
x7E,0x78,0x7C,0x82,0x82,0x82,0x82,0x80,0x80,0x80,0x82,0x82,0x80,0x80,0x7E,
0x7E,0x7C,0x7A,0x7C,0x78,0x78,0x78,0x7A,0x7A,0x7A,0x7E,0x82,0x80,0x7E,0x
80,0x80,0x7E,0x7C,0x82,0x82,0x82,0x80,0x80,0x80,0x80,0x84,0x84,0x80,0x84,0
x86,0x86,0x86,0x84,0x86,0x84,0x84,0x84,0x84,0x84,0x84,0x80,0x7E,0x80,0x82,0
x82,0x84,0x84,0x84,0x84,0x82,0x84,0x86,0x84,0x84,0x84,0x84,0x86,0x86,0x86,0
x86,0x88,0x88,0x86,0x84,

```

```

0x80,0x7A,0x78,0x74,0x73,0x6B,0x67,0x63,0x61,0x5D,0x56,0x52,0x4E,0x48,0x4
3,0x3D,0x3B,0x37,0x31,0x2E,0x2A,0x24,0x1E,0x17,0x13,0xD,0x5,0x3};

```

```

const unsigned int temperatura_tabla[] = {
    250,260,270,280,290,300,
    310,320,330,340,350,360,
    370,380,390,400,410,420,
    430,440,450,460,470,480,
};

```

```

const unsigned int resistencia_tabla[] = {
    2500,2600,2700,2800,2900,3000,
    3100,3200,3300,3400,3500,3600,
    3700,3800,3900,4000,4100,4200,
    4300,4400,4500,4600,4700,4800,
};

```

```

const unsigned int tiempo_tabla[] = { 63538,64337,64537,
    63679,64422,64607,
    64147,64703,64842,
    64146,64702,64841,
};

```

```

const unsigned int onda_tabla[] = { 0,1001,2078,3518};

const unsigned int modulo_tabla[] = { 1001,1077,1440,1439};

const unsigned int amplitud_tabla[] = { 1,2,4};

```

```

const char datos[23][18]= { " SIMULADOR, ", //0
    " PACIENTE, ", //1
    " VERSION 1.1, ", //2
    " 2014 ", //3
    " ECG SPO2 TEM>, ", //4
    " RESP VOLVER, ", //5
    " ONDA FREC AMP OK, ", //6
    " COLOCAR SONDA, ", //7
    " PRESIONE ENTER, ", //8
    " RED IR FOT, ", //9
    " SENSOR TEMP. ", //10
};

```

```

const char datos2[23][7]= {"ECG1, ", //0
    "ECG2, ", //1
    "ECG3, ", //2
    "ECG4, ", //3
    "CUAD, ", //4
    "TRIA, ", //5
    "SENO, ", //6
    "TEMP1, ", //7
    "TEMP2, ", //8
    "TEMP3, ", //9
    "TEMP4, ", //10
    "TEMP5, ", //11
    "RESP1, ", //12
    "RESP2, ", //13
    "RESP3, ", //14
    " 2, ", //15
    " 1, ", //16
    " 0.5, ", //17
    " 60, ", //18
    " 100, ", //19
    " 120, ", //20
    " 180, ", //20
};

```

```

void interrupt()
{
////////////////////////////////////////////////////////////////////
// interrupcion externa 0
////////////////////////////////////////////////////////////////////
if (intcon.fl == 1) // Si RB0 se ha puesto a 1 (flanco de subida),
{
portd.fl = !portd.fl;
intcon.fl = 0;
if(portb.f0==0) //entrando al flanco de bajada
{
intcon2.f6 = 1; // cambio el a la deteccion de flanco de subida
if(portb.f1==1)
{
switch (menu)
{
case 0 : case 1: modo++;
if(modo>4)
{
modo = 1;
}
ver_ecg = modo;
break;
case 2 : break;
case 3 : if(modo==1)
{
modo = 2;
}
else
{
modo = 1;
}
ver_ecg = modo;
break;
}
}
}
}
else
{
intcon2.f6 = 0; // cambio a la deteccion de flanco de bajada
if(portb.f1==1)
{
switch (menu)
{
case 0 : case 1: modo--;
if(modo==0)

```



```

        {
            modo = 4;
        }
        ver_ecg = modo;
        break;
    case 2 : break;
    case 3 : if(modo==1)
        {
            modo = 2;
        }
        else
        {
            modo = 1;
        }
        ver_ecg = modo;
        break;
    }

}

}
}
// delay_us(100);
intcon.fl = 0;
}

}

const char character[] = {31,0,0,0,0,0,0,0};

void CustomChar(char pos_row, char pos_char) {
    char i;
    Lcd_Cmd(64);
    for (i = 0; i<=7; i++) Lcd_Chr_CP(character[i]);
    Lcd_Cmd(_LCD_RETURN_HOME);
    Lcd_Chr(pos_row, pos_char, 0);
}

void decoder(int num_t)
{
    ch1 = num_t/1000 + 48;
    ch2 = num_t/100%10 + 48;
    ch3 = num_t/10%10 + 48;
    ch4 = num_t%10 + 48;
}

void enclava()
{

```

```

while(star==0)
{
    delay_ms(50);
}
}

```

```

void carga(char dir)
{
    for(i=0;datos[dir][i]!=';',i++)
    {
        texte[i]=datos[dir][i];
    }
    texte[i]='\0';
}

```

```

void carga2(char dir2)
{
    for(i=0;datos2[dir2][i]!=';',i++)
    {
        texte[i]=datos2[dir2][i];
    }
    texte[i]='\0';
}

```

```

void escribe(char m,char n)
{
    Lcd_Out(m,n,texte);
}

```

```

void buzer()
{
    portc.fl = 1;
    delay_ms(50);
    portc.fl = 0;
}

```

```

void retro()
{
    time_retro = 0;
    while(star==0) //retrocede al incio del menu principal
    {
        delay_ms(50);
        time_retro++;
        if(time_retro>40)
        {
            time_retro = 0;
            menu = 0;
            modo = 1;
        }
    }
}

```

```

    Lcd_Cmd( LCD_CLEAR);          // Clear display
    Lcd_Cmd( LCD_CURSOR_OFF);
    carga(4);  //" ECG SPO2 TEM > ", //4
    escribe(1,1);
    ver_atras = 1;
  }
}

}

void InitMain() {

  TRISD = 0;
  adcon1 = 0x80;
  trise = 0;
  porte = 0;
  TRISA2_bit = 1;          // Set RA2 as input
  DigPot_CS_Direction = 0; // Set RC0 pin as output
  TRISD = 0;              // PORTD is output
  ADC_Init();             // Initialize ADC module
  SPI_Init();             // Initialize SPI module
  time_retro = 0;
  ver_atras = 0;
  adcon1 = 0x87;
}

void main() {

  InitMain();              // Perform main initialization
  Delay_ms(100);

  Lcd_Init();             // Initialize LCD

  Lcd_Cmd( LCD_CLEAR);    // Clear display
  Lcd_Cmd( LCD_CURSOR_OFF); // Cursor off
  resistencia = 1000;

  intcon = 0b10010000;
  vtime = 100;
  menu = 0;
  modo = 1;

  carga(0); //simulador
  escribe(1,1);

```

```

carga(1); //paciente
escribe(2,1);
delay_ms(1000);

Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // Clear display
carga(2); //" VERSION 1.1, ", //2
escribe(1,1);
carga(3); //" 2014, ", //3
escribe(2,1);
delay_ms(1000);

Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // Clear display
carga(4); //" ECG SPO2 TEM>, ", //4
escribe(1,1);
/*
data SPII_Write(0b00010001); // Issue COMMAND Write

previo = valor_temp;
previo = previo*255/10000;
valor_temp = previo;

SPII_Write(255); // Send DATA byte
DigPot_CS = 1;
*/
while(1)
{
switch (menu)
{
case 0 :
if(modo==1)
{
Lcd_Chr(2, 3, 'X');
Lcd_Chr(2, 7, ' ');
Lcd_Chr(2, 12, ' ');
Lcd_Chr(2, 15, ' ');

if(star==0)
{
buzer();
menu = modo;
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // Clear display
carga(6); // "ONDA FREC AMP OK,", //6
escribe(1,1);
delay_ms(50);
modo = 1;
ecg = 0;
}
}
}
}

```

```

    amp = 0;
    freq = 0;
    ver_ecg = 1;

    carga2(ecg); // "ECG1, ", //0
    escribe(2,1);

    carga2(freq+18); // " 60, ", //18
    escribe(2,6);

    carga2(amp+15); // " 2, ", //15
    escribe(2,11);

    enclava();
}
}
if(modo==2) //spo2
{
    Lcd_Chr(2, 3, ' ');
    Lcd_Chr(2, 7, 'X');
    Lcd_Chr(2, 12, ' ');
    Lcd_Chr(2, 15, ' ');

    if(star==0)
    {
        buzzer();
        menu = 2;
        Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // Clear display
        carga(7); // " COLOCAR SONDA, ", //7
        escribe(1,1);
        carga(8); // " PRESIONE ENTER, ", //8
        escribe(2,1);
        delay_ms(50);
        modo = 1;
        enclava();
    }
}
if(modo==3) //temperatura
{
    Lcd_Chr(2, 3, ' ');
    Lcd_Chr(2, 7, ' ');
    Lcd_Chr(2, 12, 'X');
    Lcd_Chr(2, 15, ' ');

    if(star==0)
    {

```

```

    buzzer();
    menu = 3;
    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);          // Clear display
    carga(10); // " SENSOR TEMP. ", //10
    escribe(1,1);
    modo = 1;
    temperatura = 0;
    item_temp = 0;
    carga2(temperatura+7); // "TEMP1," //7
    escribe(2,1);

    valor_temp = temperatura_tabla[temperatura*6 + item_temp];
    valor_resis = resistencia_tabla[temperatura*6 + item_temp];

    decoder(valor_temp);
    Lcd_Chr(2, 10, 'T');
    Lcd_Chr_cp('=');
    Lcd_Chr_cp(ch2);
    Lcd_Chr_cp(ch3);
    Lcd_Chr_cp('.');
    Lcd_Chr_cp(ch4);

    delay_ms(50);
    modo = 1;
    DigPot_CS = 0;
    SPI1_Write(0b00010001); // Issue COMMAND Write

data

    previo = valor_resis;
    previo = previo*255/10000;
    valor_resis = previo;

    SPI1_Write(valor_resis); // Send DATA byte
    DigPot_CS = 1;
    enclava();
    ver_ecg = 1;
}

}
if(modo==4)
{
    Lcd_Chr(2, 3, ' ');
    Lcd_Chr(2, 7, ' ');
    Lcd_Chr(2, 12, ' ');
    Lcd_Chr(2, 15, 'X');
}
break;

```

```

case 1 :
  if(modo==1)
  {
    if(ver_ecg==1)
    {
      carga2(ecg); // "ECG1, ", //0
      escribe(2,1);
      Lcd_Cmd(_LCD_UNDERLINE_ON);
      Lcd_Cmd(_LCD_BLINK_CURSOR_ON);
      ver_ecg = 0;
      Lcd_Chr(2,16,' ');
    }

    if(star==0)
    {
      buzzer();
      ecg++;
      if(ecg>6)
      {
        ecg = 0;
      }
      retro();

      if(ver_atras==0)
      {
        carga2(ecg); // "ECG1, ", //0
        escribe(2,1);
      }
      else
      {
        ver_atras = 0;
      }
    }
  }

  if(modo==2)
  {
    if(ver_ecg==2)
    {
      carga2(freq+18); // " 60, ", //18
      escribe(2,6);
      ver_ecg = 0;
    }

    if(star==0)

```

```

{
  buzzer();
  frec++;
  if(frec>2)
  {
    frec = 0;
  }
  retro();

  if(ver_atras==0)
  {
    carga2(frec+18); // " 60, ", //18
    escribe(2,6);
  }
  else
  {
    ver_atras = 0;
  }
}

if(modo==3)
{
  if(ver_ecg==3)
  {
    carga2(amp+15); // " 2, ", //15
    escribe(2,11);
    ver_ecg = 0;
    Lcd_Chr(2,16,' ');
  }

  if(star==0)
  {
    buzzer();
    amp++;
    if(amp>2)
    {
      amp = 0;
    }
    retro();
    if(ver_atras==0)
    {
      carga2(amp+15); // " 2, ", //15
      escribe(2,11);
    }
    else

```



```

        {
            ver_atras = 0;
        }
    }
}
if(modo==4)
{

    if(ver_ecg==4)
    {
        Lcd_Chr(2,16,'X');
        ver_ecg = 0;
    }

    valor_tiempo = tiempo_tabla[ecg*3+frec];

    //valor_tiempo = 63538;

    timerL = valor_tiempo;
    timerH = valor_tiempo>>8;

    /*
    timerH = 0xf8;
    timerL = 0x32;
    */
    valor_modulo = modulo_tabla[ecg]; //indica la cantidad de
puntos
    onda = 0;
    t1con = 1;

    tmr1h = timerH;
    tmr1l = timerL;

    valor_amplitud = amplitud_tabla[amp];

    valor_onda = onda_tabla[ecg];

    while(modo==4)
    {

        portd = ecg_onda[onda+valor_onda]/valor_amplitud;
        onda++;
        if(onda==valor_modulo)
        {
            onda = 0;
            porte.f0 = !porte.f0;
        }
    }
}

```

```

    }
    //delay_ms(1);
    while(pir1.f0==0)
    {

    }
    pir1.f0=0;
    tmr1h = timerH;
    tmr1l = timerL;

}

portd = 0;

}
break;

case 2 :
if(star==0)
{
    buzzer();

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // Clear display
    carga(9); // "RED IR FOT, ", //9
    escribe(1,1);
    time_retro = 0;

    trise = 2;
    porte = 0;

    porte.f0 = 1;
    delay_ms(10);

    if(porte.f1==1)
    {
        Lcd_Out(2,3,"OK");
    }
    else
    {
        Lcd_Out(2,3,"X ");
    }

    trise = 1;
    porta = 0;
    delay_ms(200);
}

```

```

    porte.f1 = 1;

    delay_ms(10);

    if(porte.f0==1)
    {
        Lcd_Out(2,8,"OK");
    }
    else
    {
        Lcd_Out(2,8,"X ");
    }

    trisa = 0b001001;
    porta = 0;

    delay_ms(200);

    porta.f4 = 0;
    porta.f5 = 1;
    delay_ms(10);

    if(porta.f3==1)
    {
        Lcd_Out(2,13,"OK");
    }
    else
    {
        Lcd_Out(2,13,"X ");
    }
    delay_ms(200);

    retro();
}
break;

case 3 :
    if(mod0==1)
    {
        if(ver_ecg==1)
        {
            Lcd_Cmd( LCD_UNDERLINE_ON);
            Lcd_Cmd( LCD_BLINK_CURSOR_ON);
            ver_ecg = 0;
            carga2(temperatura+7); // "TEMP1," //7

```

```

    escribe(2,1);
}

if(star==0)
{
    temperatura++;
    if(temperatura>3)
    {
        temperatura = 0;
    }
    carga2(temperatura+7); // "TEMP1," //7
    escribe(2,1);

    valor_temp = temperatura_tabla[temperatura*6 + item_temp];
    valor_resis = resistencia_tabla[temperatura*6 + item_temp];

    Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF);
    decoder(valor_temp);
    Lcd_Chr(2, 10, 'T');
    Lcd_Chr_cp('=');
    Lcd_Chr_cp(ch2);
    Lcd_Chr_cp(ch3);
    Lcd_Chr_cp('.');
    Lcd_Chr_cp(ch4);

    DigPot_CS = 0;
    SPI1_Write(0b00010001); // Issue COMMAND Write

data
    previo = valor_resis;
    previo = previo*255/10000;
    valor_resis = previo;

    // SPI1_Write(127); // Send DATA byte
    SPI1_Write(valor_resis); // Send DATA byte
    DigPot_CS = 1;

    ver_ecg = 1;
    retro();
}

}

if(modo == 2)
{
    if(ver_ecg==2)
    {
        Lcd_Cmd(_LCD_UNDERLINE_ON);
    }
}

```

```

Lcd_Cmd(_LCD_BLINK_CURSOR_ON);
ver_ecg = 0;
valor_temp = temperatura_tabla[temperatura*6 + item_temp];
decoder(valor_temp);
Lcd_Chr(2, 10, 'T');
Lcd_Chr_cp('=');
Lcd_Chr_cp(ch2);
Lcd_Chr_cp(ch3);
Lcd_Chr_cp('.');
Lcd_Chr_cp(ch4);
}

if(star ==0)
{
  buzer();
  item_temp++;
  if(item_temp>5)
  {
    item_temp = 0;
  }
  valor_temp = temperatura_tabla[temperatura*6 + item_temp];
  valor_resis = resistencia_tabla[temperatura*6 + item_temp];

  decoder(valor_temp);
  Lcd_Chr(2, 10, 'T');
  Lcd_Chr_cp('=');
  Lcd_Chr_cp(ch2);
  Lcd_Chr_cp(ch3);
  Lcd_Chr_cp('.');
  Lcd_Chr_cp(ch4);

  DigPot_CS = 0;
  SPI1_Write(0b00010001);           // Issue COMMAND Write

data
  previo = valor_resis;
  previo = previo*255/10000;
  valor_resis = previo;

  SPI1_Write(valor_resis);         // Send DATA byte
  DigPot_CS = 1;

  retro();
}
}

```

```

        break;
    }
}

onda = 0;
lcd_out(1,1,"tocayo");
while (1) { // Endless loop

    //portd++;
    portd = ecg_onda[onda];
    onda++;
    if(onda>1440)
    {
        onda = 0;
    }

/*
    DigPot_CS = 0; // Select PotentioMeter chip
    SPI1_Write(0b00010001); // Issue COMMAND Write data
    previo = resistencia;
    previo = resistencia*255/10000;

    SPI1_Write(counter); // Send DATA byte
    DigPot_CS = 1; // Deselect PotentioMeter chip

    adc_value = ADC_Get_Sample(2); // Get 10-bit results of AD conversion

    decoder(vtime);
    Lcd_Chr(2, 1,ch1);
    Lcd_Chr_cp(ch2);
    Lcd_Chr_cp(ch3);
    Lcd_Chr_cp(ch4);
    */

    Delay_us(980);
}
}

```

ANEXO A03: Comparativo Equipo Construido Vs Equipo Comercial

		FLUKE BIOMEDICAL MODELO 217A	EQUIPOS DISEÑADO S/M
Configuración de las derivaciones:	12 derivaciones independientes para cada derivación ECG	10 conectores	10 conectores
Impedancia de salida:	En Ω entre derivaciones.	1000	1200
Precisión de la Amplitud:	Precisión en la derivación II.	$\pm 2 \%$	$\pm 3 \%$
Ritmo Normal Sinusoidal	Frecuencia:	30, 60, 80, 120, 160, 200, 240, y 300 BPM.	60, 100, 120 y 180 BPM.
	Amplitudes:	0.5, 1.0, 1.5 y 2.0 mV	0.5, 1.0, 2.0 mV

Rendimiento ECG	Onda Cuadrada:	2 Hz a 1 mV bipolar.	2 Hz
	Pulsos:	4 s a 1 mV.	NO
	Ondas Seno:	10, 40, 50, 60, y 100 Hz a 1 mV.	NO
	Onda Triangular:	2 Hz y 3 mV.	2 Hz
Arritmias	Selecciones:	45 incluyendo ventricular, supraventricular, y marcapasos.	3 en total
	Ritmo Base:	80 BPM	60 BPM
Conectores de salida	Conectores con código de colores AHA (American Heart Association)	SI	SI
	Conectores con código de colores (IEC)	SI	SI
	Conectores compatibles con conectores snaps y con electrodos de 3.2 o 4.0mm disponibles.	SI	SI
Análisis de Diodo RED del Sensor SPO2	En Corto Circuito	NO	SI
	En Modo Abierto	NO	SI
Análisis de Diodo INFRA RED del Sensor SPO2	En Corto Circuito	NO	SI
	En Modo Abierto	NO	SI
Análisis del Fotoreceptor del Sensor SPO2	En Corto Circuito	NO	SI
	En Modo Abierto	NO	SI
Entrada para Sensores de Saturación de Oxígeno	Tipo DB9	NO	SI

Fuente: Elaboración Propia

ANEXO A04: Estadística del Mantenimiento Preventivo y Correctivo

Es importante hacer una referencia sobre el mantenimiento de acuerdo a lo que menciona el ministerio de salud en su portal web:

[http://www.minsa.gob.pe/portalweb/](#)

, a saber:

TÉRMINOS ECONÓMICOS DEL MANTENIMIENTO

Hemos indicado que para ofrecer una mejora en la Atención de Servicios de Salud, es necesario que la infraestructura, equipamiento e instalaciones hospitalarias se encuentren en condiciones adecuadas y oportunas de funcionamiento con la aplicación del correspondiente Programa de Mantenimiento, sin embargo el Mantenimiento organizado y eficiente es poco común en nuestros países, la mayoría de Administradores de Hospitales aún no han comprendido lo que realmente significa Mantenimiento, un sector mínimo de ellos son los que se preocupan realmente del problema. Muchas veces el Administrador como Médico y Profesional olvida que el Hospital es una Empresa y como tal debe ser dirigida por principios administrativos, y que los Servicios de Mantenimiento influyen en la economía del Hospital.

Uno de los factores negativos para el entendimiento de lo que es Mantenimiento, es la falta de conocimiento existente entre el costo de los equipos y los costos del Mantenimiento Hospitalario, sin soslayar por supuesto, el costo de la rehabilitación de un equipo, instalación a infraestructura hospitalaria, así se pretende comparar el Costo del Mantenimiento anual como un porcentaje del Presupuesto anual de Operaciones del Hospital (5% según Resolución en mérito), sin contemplar que lo que se pretende conservar es el Capital invertido a sea el Costo de la Inversión Hospitalaria.

En nuestros países en vías de desarrollo, el recurso económico es muy importante Para lograr nuestro desarrollo, sin embargo a la vista del mal

uso del Recurso en Hospitales significado en el Cuadro T-22, podemos colegir que utilizando mejor los recursos disponibles, llegaremos a obtener un desarrollo sostenido.

CUADRO DE FACTORES QUE INFLUYEN EN EL MAL USO DE LOS RECURSOS EN LOS HOSPITALES

Estimados conservadores en la Organización Mundial de la Salud, indican que es inadmisibles el alto valor de recursos que se mal gastan para la atención de salud en los países en desarrollo.

Los factores que comúnmente más influyen para ésta pérdida son los siguientes:

- Compra de demasiado y sofisticado equipo, el cual es subutilizado o nunca usado, por ausencia de técnicos capaces de instalarlo, darle mantenimiento ó usarlo. Estimado de pérdida 20 - 40%
- Reducción de vida útil del equipamiento por mala operación, Falta de mantenimiento. Estimado que afecta 50 - 80% de la vida útil.
- Compra adicional de accesorios, repuestos, para modificaciones a fin de facilitar la instalación debido a una deficiente selección del equipo. Estimado que afecta 10 - 30% del valor del equipo.
- La falta de estandarización, resulta en un incremento del costo de adquisición de repuestos, o compras adicionales. Estimado que afecta 30 - 50% del valor del equipo.

- Excesivo bajo tiempo de duración, por falta de mantenimiento preventivo, inexperiencia en la reparación y falta de repuestos. Estimado que afecta 25 - 30% del equipamiento.
- Cambio del modelo del equipo por cuenta del fabricante. Estimado en 10 - 30% de costo para repuestos.

Por otro lado podemos ver en el "DIAGNÓSTICO DEL SISTEMA DE MANTENIMIENTO" del Ministerio de Salud, <http://www.minsa.gob.pe/publicaciones/pdf/mantenimiento.pdf>, los siguientes datos:

- El estado de conservación del Equipamiento de la muestra estudiada en el MINSA, se presenta en el Gráfico N° 2, con los siguientes resultados:
 - Estado Óptimo 7.73%
 - Estado Bueno 32.90%
 - Estado Regular 34.41%
 - Estado Malo 24.96%

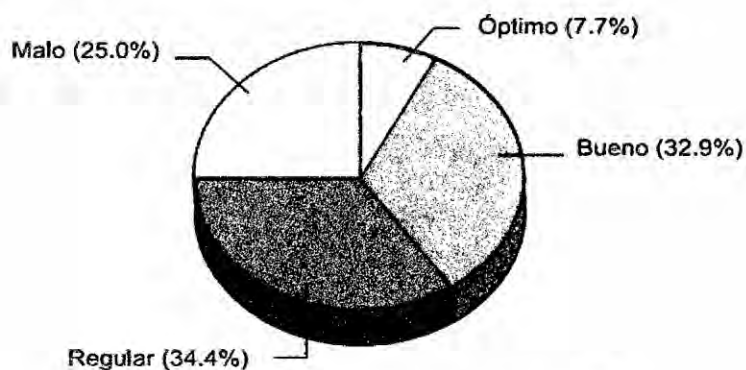
El resultado obtenido sobre el estado de conservación permite adelantar, que casi el 25 % del equipamiento de la muestra necesita una reparación de mayor cuantía, 34.41 % necesita una reparación menor, y el 40.63 % necesita la aplicación del Mantenimiento preventivo para así mantenerlos en ese mismo estado de conservación, durante el tiempo de su vida útil.

- El estado de conservación del equipamiento del Instituto de Salud del Niño, así como de las Redes estudiadas, se resume en los siguientes resultados:

FIGURA N° A04.01

ESTADO DE CONSERVACIÓN DEL EQUIPAMIENTO

**GRÁFICO N° 2
CONSERVACIÓN EQUIPOS**



ITEM N°	ESTADO	N° EQUIPO
1	ÓPTIMO	143
2	BUENO	609
3	REGULAR	637
4	MALO	462
5	TOTAL	1851

Fuente: <http://www.minsa.gob.pe/publicaciones/pdf/mantenimiento.pdf>

- **INSTITUTO DE SALUD DEL NIÑO**

- Estado Óptimo 11.55%
- Estado Bueno 25.23%
- Estado Regular 32.83%
- Estado Malo 30.40%

- **RED AYACUCHO**

- Estado Óptimo 10.00%
- Estado Bueno 40.67%
- Estado Regular 37.67%
- Estado Malo 11.67%

- **RED IQUITOS**

- Estado Óptimo 11.62%
- Estado Bueno 40.00%
- Estado Regular 26.49%
- Estado Malo 21.89%

- **RED SANTA**

- Estado Óptimo 3.62%
- Estado Bueno 27.65%
- Estado Regular 40.31%
- Estado Malo 28.42%

- **RED AREQUIPA**

- Estado Óptimo 3.87%
- Estado Bueno 32.04%
- Estado Regular 34.84%
- Estado Malo 29.25%

ANEXO A05: El Encoder Rotatorio Características y Especificases

El Objetivo principal del Encoder Rotativo es la selección de las diversas opciones, características propias de la formas de Onda del ECG, el inicio para el testeo de los sensores de saturación, entre otros, para su aleación se tuvo en cuenta las siguientes características:

- De fácil manejo
- Reemplace al teclado o botones de control
- Nivel de Programación medio
- Bajo Costo total
- Tamaño
- Con pulsador incorporado
- N° de Pines de Control

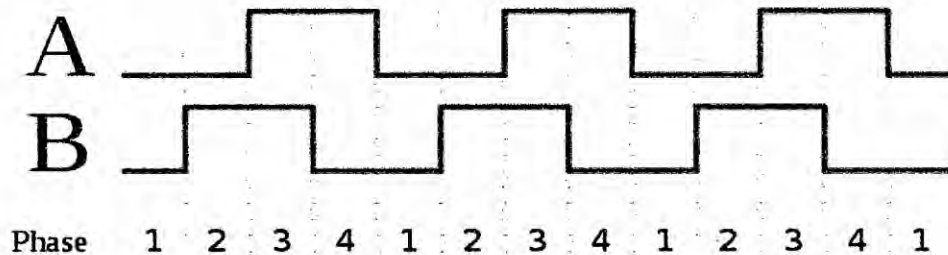
Los Encoder Rotativos, mal llamados "Potenciómetros Digitales", se convirtieron en un componente muy común en los equipos electrónicos. Están presentes en la mayoría de los Auto-radios, amplificadores de potencia, fuentes de alimentación, etc, permitiendo ajustar diferentes parámetros.

Tenemos dos tipos: Ópticos y Mecánicos, los primeros son obviamente más caros y ofrecen una mayor precisión, los segundos es decir los mecánicos utilizados en este trabajo son los más comunes y de bajo costo, son los que al girarlos se siente como se mueve el eje por los "dientes".

Un encoder rotativo es un elemento que indica mediante posiciones codificadas su posición. En este trabajo se ha empleado un encoder rotativo con 12 posiciones (cada 30°) e infinito, es decir, que podemos darle vueltas hacia ambos lados sin límite. Cuando pasamos por cada paso se nota un pequeño resalte que indica que se ha llegado a la nueva posición. Esta es la señal de salida de un encoder rotativo:

FIGURA N° A05.01

PLANO DEL SENSOR A ANALIZAR



Fuente: <https://diegosucaria.info/como-interpretar-un-encoder-rotativo-con-pic/>

Estos codificadores constan de dos pines para el pulsador (funciona como un pulsador normal) y tres pines para el codificador. Los tres pines del codificador van conectados uno a masa y los otros dos a las respectivas entradas del PIC. Estas dos señales que salen del encoder nos dan un total de 4 combinaciones. 00, 01, 10, y 11. Esto se conoce como 2 bits de código Grey.

Si tratamos a los pines en código binario, las leemos como 00, 01, 10, o 11. La secuencia de las salidas del codificador mientras giramos en sentido de las agujas del reloj es 00, 01, 11, 10. Así que si se tiene una lectura de 01, la siguiente lectura puede ser 00 o 11 dependiendo de la dirección en que se gira. Así que, mediante la adición del valor codificado anteriormente se obtiene 1 de 8 posibles números (0001, 0010, 0100, 0111, 1000, 1011, 1110 y 1101). Estas cuatro combinaciones 1101, 0100,

0010 y 1011 indican un movimiento horario y 1110, 0111, 0001 y 1000 un movimiento antihorario.

Fuente: http://gerdslab.com/es/arduino_encoder_rotativo

ANEXO A06: Elemento de Visualización LCD 16x 2 ó GLCD 1228x64

El Objetivo principal de la pantalla es la visualización de los diferentes mensajes de operación, para la elección del tipo de LCD se tuvo en cuenta las siguientes características:

- Visualización de frecuencia cardiaca
- Visualización de análisis del sensor de SPO2
- Visualización del Menú de Selección
- Nivel de Programación
- Costo total de la Pantalla
- Tamaño
- N° de Pines de Control

CUADRO N° A06.01

COMPARATIVO ENTRE LCD 16x2 Y GLCD 128x64

	LCD 16 X 2	GLCD 128 X64
Visualización de frecuencia cardiaca	Si	Si
Visualización de análisis del sensor de SPO2	Si	Si
Visualización del Menú de Selección	Si	Si
Nivel de Programación	Bajo	Medio
Costo total de la Pantalla	S/. 17.00	S/. 60.00
Tamaño	Pequeño	Mediano
N° de Pines de Control	7	20

Fuente: Elaboración Propia

Todos y cada de estos factores es importante desde el tamaño hasta el costo y la cantidad de pines para su manejo, dado que los dos tipos de pantalla satisfacen los objetivos planteados y en base a las ventajas de costo, tamaño, N° de pines de control y el nivel bajo de programación se optó por la Pantalla LCD 16x2.

ANEXO A07: Derivaciones Cardiacas en el Simulador Construido

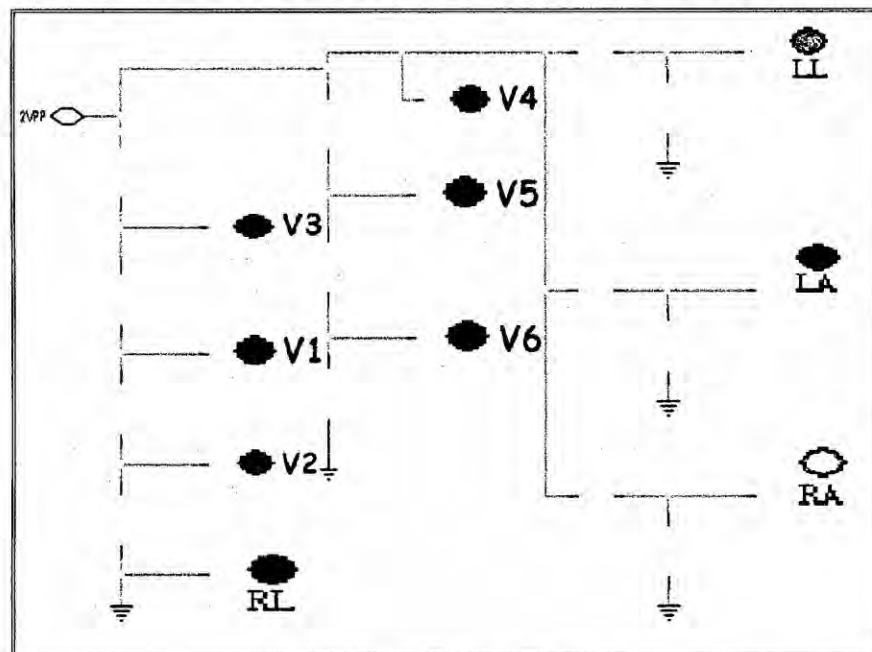
El Objetivo Principal de la etapa de 12 derivaciones es general las 12 derivaciones del complejo cardiaco que se logran mediante los puntos en el **Brazo Derecho (RA)**, **Brazo Izquierda (LA)**, **Pierna Derecha (RL)** y **Pierna Izquierda (LL)** que corresponden al plano frontal, así como a las

Derivaciones **V1**, **V2**, **V3**, **V4**, **V5** y **V6** que corresponden a las precordiales que se encuentran en el plano sagital.

Estos potenciales se general mediante un arreglo resistivo mediante el cual se limita la amplitud de las ondas de ECG de una amplitud inicial de 2 Vpp para tener medidas de 1 a 2 mV, correspondientes a los potenciales en cada punto.

FIGURA N° A07.01

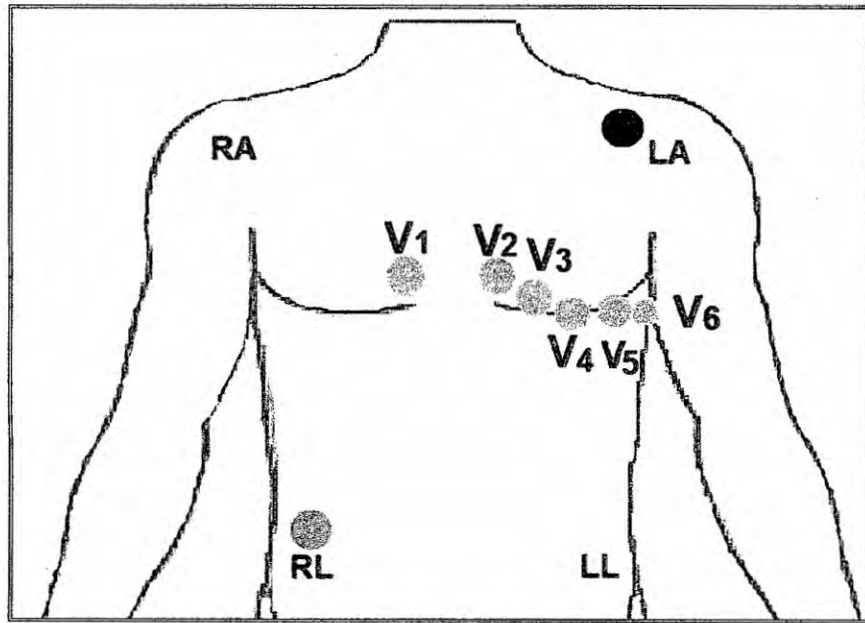
ETAPA DE 12 DERIVACIONES SIMULADOR DE ECG



Fuente: Elaboración Propia

FIGURA N° A07.02

UBICACIÓN DE POTENCIALES DE 12 DERIVACIONES DE ECG

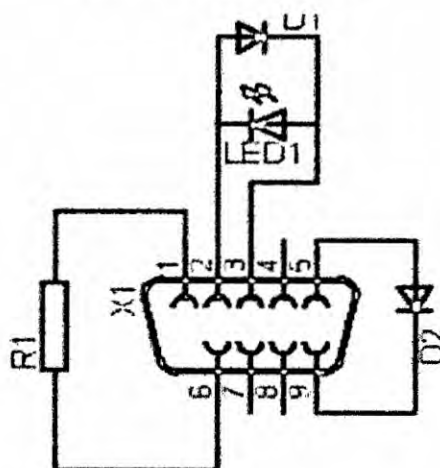


ANEXO A08: Verificación de Optimización Resultados – 2da Etapa

Durante la etapa de Verificación de los sensores de spo2 se realizaron 120 pruebas, en donde se verificó que la corriente de entrada no supere los valores de tolerancia de diodos, así mismo se verificó en las diferentes pruebas la distribución de pines de los sensores, a fin de determinar la ubicación exacta de los diodos emisores rojo e Infrarrojo y del fotoreceptor, finalmente se pudo determinar las posiciones de los diodos de acuerdo a lo descrito en la figura adjunto.

FIGURA N° A08.01

SENSOR DE SPO2



Fuente: Elaboración Propia

Finalmente una vez terminado el algoritmo, se realizaron más pruebas con diferentes sensores, de un total de 50 sensores se contó con 11 sensores inoperativos y 39 operativos, en todos los casos se realizaron las pruebas dos veces y en ambos casos los mismos 11 sensores inoperativos y 39 operativos.

Finalmente gracias a la colaboración de la empresa Representaciones Medicas WBTP SAC, se realizaron 20 pruebas con 10 sensores (dos pruebas por sensor) de los cuales el resultado fue el mismo, todos operativos.

TABLA N° A08.01
RESULTADO DE PRUEBAS DE LA OPERATIVIDAD DE LOS
SENSORES DE SPO2

EQUIPOS	Prueba N° 1	Prueba N° 2
Sensor Operativo	39	39
Sensor con falla Diodo Emisor Rojo	6	6
Sensor con falla Diodo Emisor Infrarrojo	3	3
Sensor con falla Fotoreceptor	2	2
TOTAL	50	50

Fuente: Elaboración Propia

Para el caso de las pruebas con el electrocardiógrafo se realizaron todas con un equipo de la Marca **AGILENT**, Modelo **PAGEWRITER 10** de la Empresa Representaciones Medicas WBTP SAC, con el cual se realizaron numerosas pruebas desde control de amplitud, o ganancia, forma de ondas y frecuencia cardiaca.

Del total de las 110 pruebas realizadas se tuvo que el precisión de la frecuencia cardiaca era de +/- 2 BPM error, las pruebas realizadas fueron:

- **10 pruebas con la Onda ECG1** u onda normal sin patologia con una frecuencia de 60 BMP y amplitud de 0.5,

- **10 pruebas con la Onda ECG1** u onda normal sin patología con una frecuencia de 100 BMP y amplitud de 0.5,
- **10 pruebas con la Onda ECG1** u onda normal sin patología con una frecuencia de 120 BMP y amplitud de 0.5
- **10 pruebas con la Onda ECG1** u onda con patología con una frecuencia de 180 BMP y amplitud de 0.5
- **10 pruebas con la Onda ECG2** u onda con patología con una frecuencia de 60 BMP y amplitud de 1.0,
- **10 pruebas con la Onda ECG2** u onda con patología con una frecuencia de 100 BMP y amplitud de 1.0,
- **10 pruebas con la Onda ECG2** u onda con patología con una frecuencia de 120 BMP y amplitud de 1.0
- **10 pruebas con la Onda ECG2** u onda con patología con una frecuencia de 180 BMP y amplitud de 1.0
- **10 pruebas con la Onda ECG3** u onda con patología con una frecuencia de 60 BMP y amplitud de 2.0,
- **10 pruebas con la Onda ECG3** u onda con patología con una frecuencia de 100 BMP y amplitud de 2.0,
- **10 pruebas con la Onda ECG3** u onda con patología con una frecuencia de 120 BMP y amplitud de 2.0
- **10 pruebas con la Onda ECG3** u onda con patología con una frecuencia de 180 BMP y amplitud de 2.0

TABLA N° A08.02

**RESULTADO DE PRUEBAS DE LA OPERATIVIDAD DE LAS
SEÑALES DE ECG**

	FRECUENCIA 60 BPM			FRECUENCIA 100 BPM			FRECUENCIA 120 BPM			FRECUENCIA 180 BPM		
	AMPLITUD			AMPLITUD			AMPLITUD			AMPLITUD		
	0.5	1	2	0.5	1	2	0.5	1	2	0.5	1	2
ONDA ECG1	10			10			10			10		
ONDA ECG2		10			10			10			10	
ONDA ECG3			10			10			10			10
TOTAL	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

Fuente: Elaboración Propia

ANEXO A09: Señales de Entrada y salida de Sistema

En este caso hablaremos de todo el sistema que estamos tratando en este estudio, es decir el Simulador y analizador que se ha construido, el cable paciente y el Equipo de ECG o el analizador de Sensor der SPO2, en este sistema que podemos ver diferentes tipos de señales de entrada y salida, a saber:

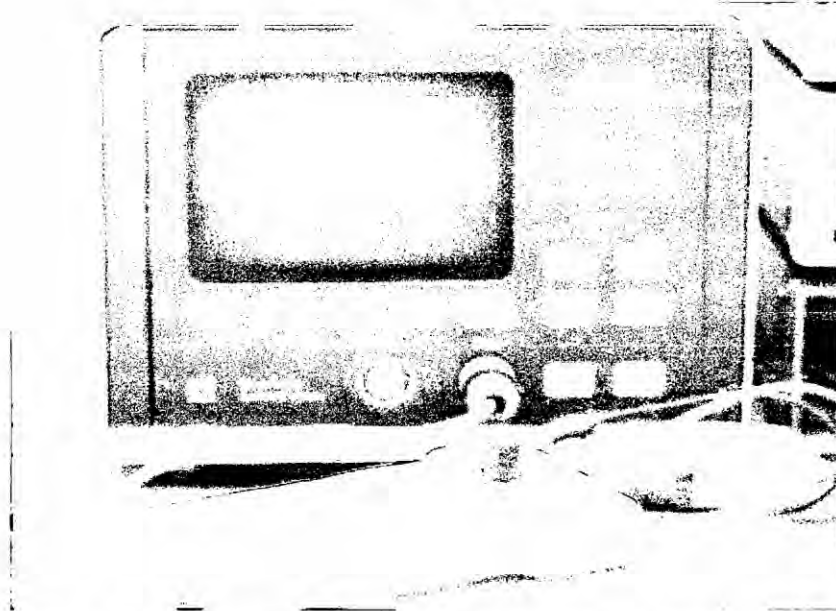
- Las señales de los potenciales eléctricos en las 10 posiciones del ECG, estas señales son de 1 a 3 mA de amplitud y de una frecuencia referencial de 60 BPM (1 Hz).

FIGURA N° A09.01
SEÑAL DE ENTRDA AL ECG



Fuente: www.fdm.org.pe/documentos/11_Complicaciones_obstetricas_Electrocardiogram_a_DrChois_110812.pdf

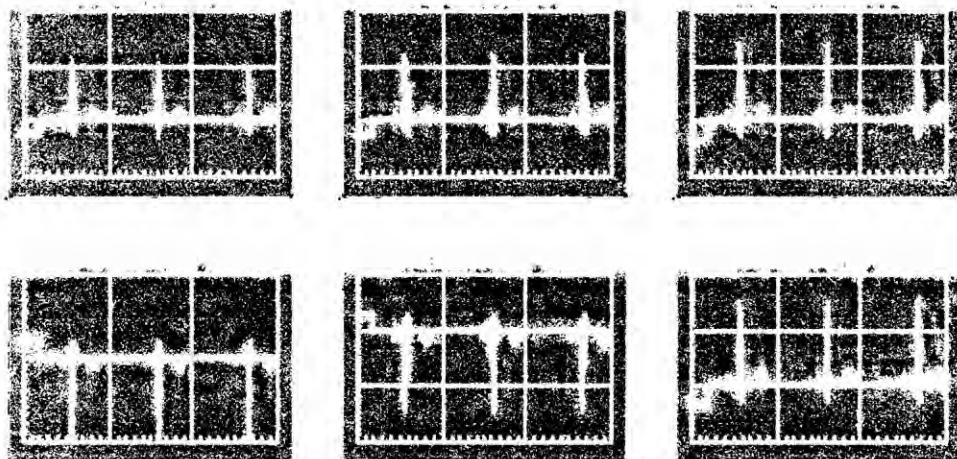
FIGURA N° A09.02
SIMULADOR SEÑAL DE SALIDA AL ECG



Fuente: [Http://www.frankshospitalworkshop.com/electronics/projects/ecg_tester/ecg_simulator1.jpg](http://www.frankshospitalworkshop.com/electronics/projects/ecg_tester/ecg_simulator1.jpg)

- En el Caso del Equipo Diseñado y construido este genera las formas de onda correspondientes a las 12 derivaciones del ECG

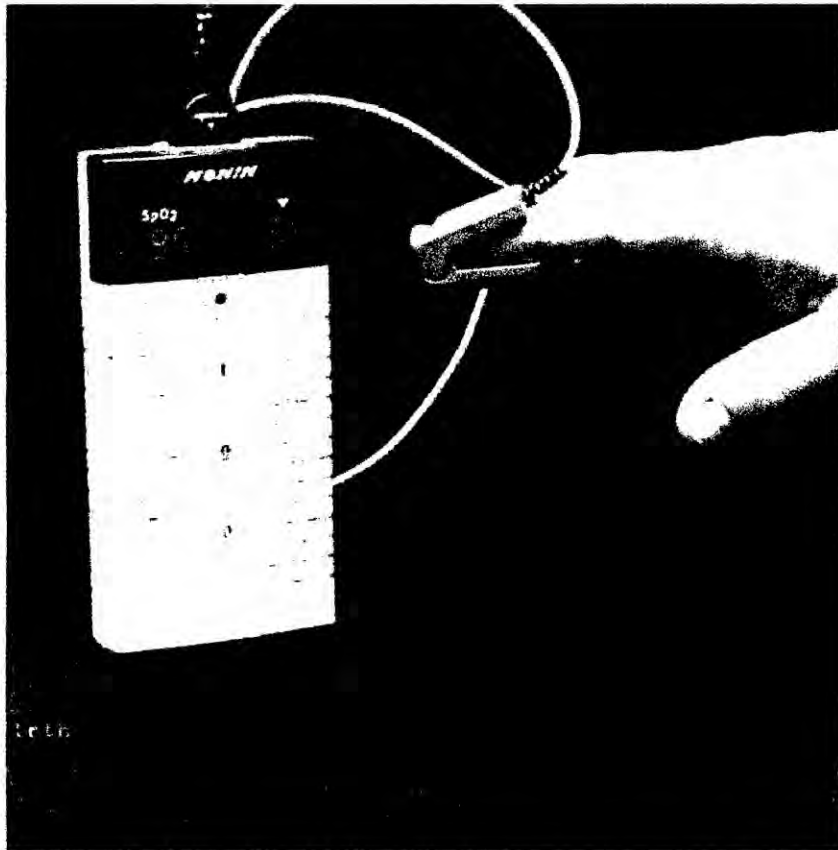
FIGURA N° A09.02
SIMULADOR SEÑAL DE SALIDA AL ECG



Fuente: Elaboración Propia

- Para el Caso del Oxímetro de Pulso se tiene que el equipo es quien genera una serie de tren de pulsos para actividad la emisión de luz de los diodos rojo e Infrarrojo, esto a su vez genera una señal de entrada la misma que resulta de la señal original de equipo menos lo que ha sido filtrado al atravesar los tejidos.

FIGURA N° A09.02
PLANO DEL SENSOR A ANALIZAR



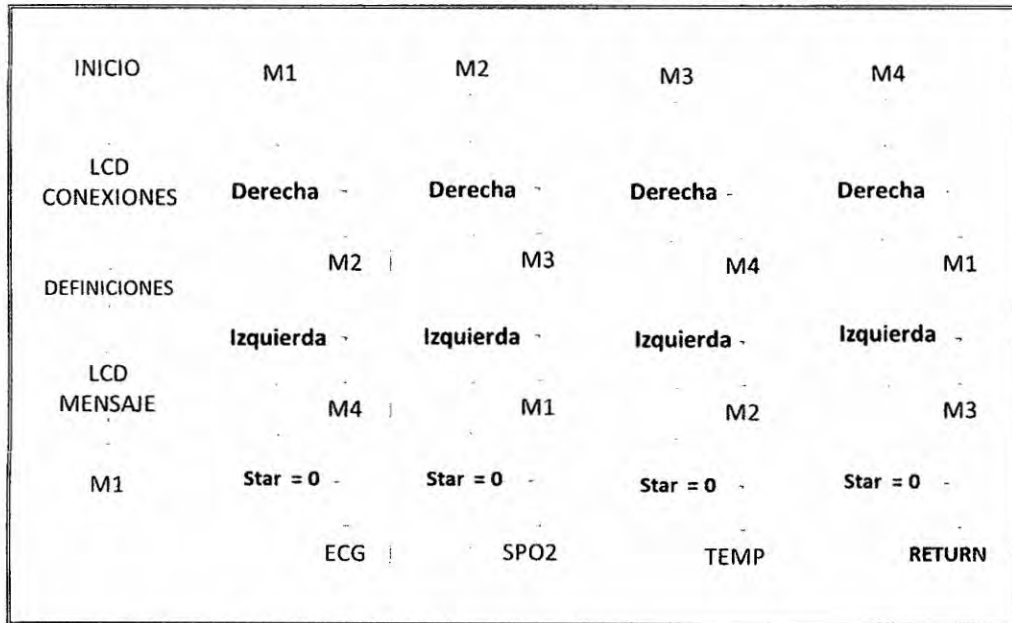
Fuente: www.fdm.org.pe/documentos/11_Complicaciones_obstetricas_Electrocardiograma_DrChois_110812.pdf

ANEXO A10: Pruebas y Resultados del Equipo desarrollado

Se adjunta video del uso del equipo diseñado en donde se puede apreciar las características y el funcionamiento de acuerdo a las normas internacionales

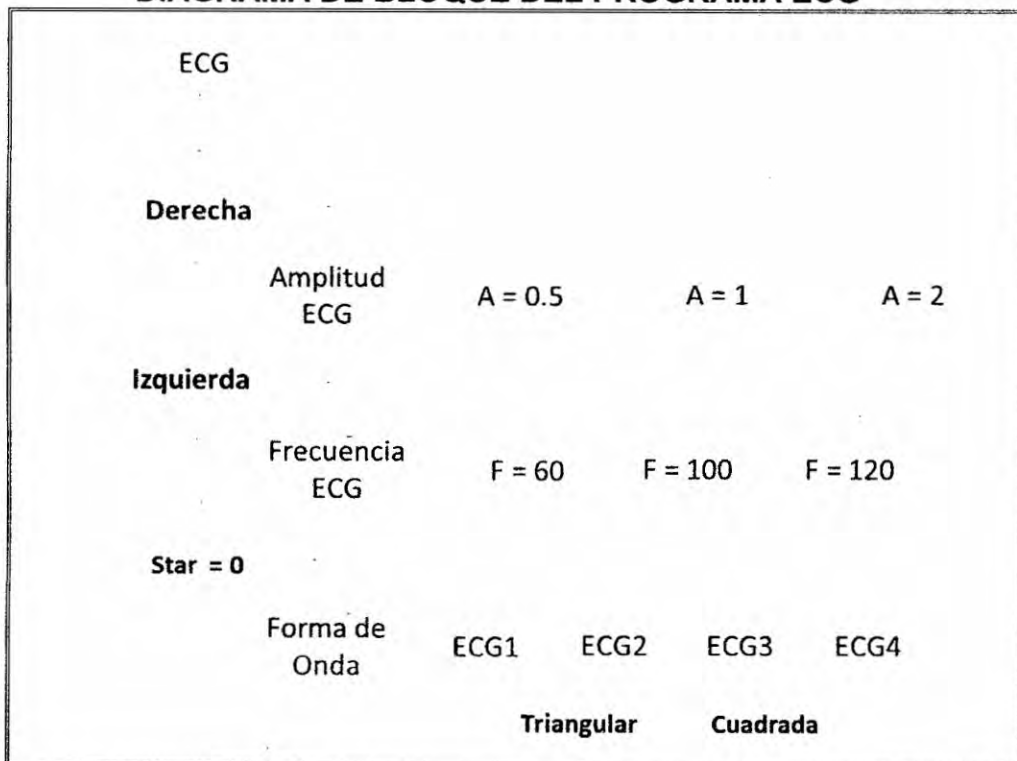
ANEXO A11: Diagramas de Flujo del Programa

**FIGURA N° A11.01
DIAGRAMA DE BLOQUE DEL PROGRAMA PRINCIPAL**



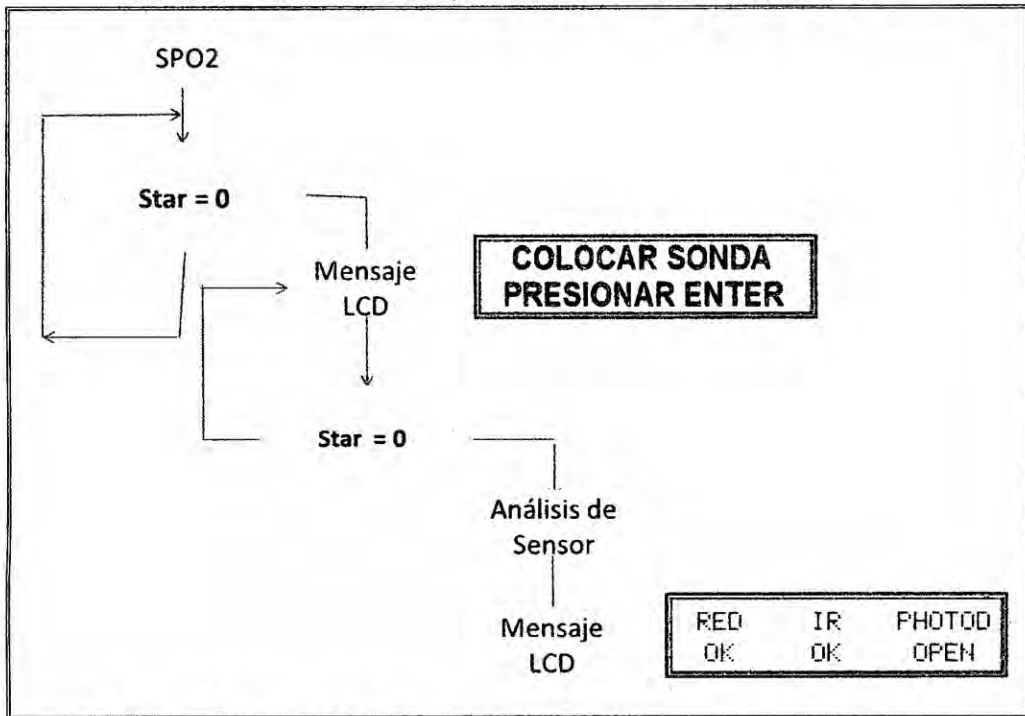
Fuente: Elaboración Propia

**FIGURA N° A11.02
DIAGRAMA DE BLOQUE DEL PROGRAMA ECG**



Fuente: Elaboración Propia

**FIGURA N° A11.03
DIAGRAMA DE BLOQUE DEL PROGRAMA SPO2**



Fuente: Elaboración Propia

ANEXO A12: Presupuesto General de la Investigación

El desarrollo de la investigación tiene el siguiente detalle:

DESCRIPCIÓN	COSTO EN S/.
1. Libros e Información Bibliográfica.	S/. 2 000.00
2. Pago a congresos y simposios	S/. 3 000.00
3. Horas hombre (S/. 30 por hora) invertidas 150 horas	S/. 4 500.00
4. Horas maquina	S/. 1 000.00
5. Gastos generales	S/. 1200.00
6. Materiales consumibles e imprevistos	S/. 1000.00
TOTAL	S/. 12 700.00

Fuente: Elaboración Propia

El costo referencial de los Equipos son los siguientes:

DESCRIPCIÓN	COSTO EN S/.
Simulador de Paciente FLUKE BIOMEDICAL Modelo 217a	S/. 12 500.00
Simulador de Paciente BC BIOMEDICAL Modelo Ps-2105	S/. 9 800.00

Fuente: Proforma de Representaciones Medicas WBTP SAC

Finalmente el costo de producción de cada equipo es el siguiente:

DESCRIPCIÓN	COSTO EN S/.
1. Horas hombre (S/. 20 por hora) invertidas 5 horas	S/. 100.00
2. Componentes Electrónico	S/. 100.00
3. Tarjeta electrónica doble cara fibra de vidrio	S/. 50.00
4. Gabinete y conectores y accesorios externos	S/. 50.00
5. Gastos varios	S/. 50.00
6. TOTAL	S/. 350.00

Fuente: Elaboración Propia