

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO
DE PULSO BASADO EN LABVIEW

JOSSIE ESTEBAN RODRÍGUEZ SALAZAR
JOSÉ SEBASTIÁN VANEGAS LEAL

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA

2016

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO
DE PULSO BASADO EN LABVIEW

JOSSIE ESTEBAN RODRÍGUEZ SALAZAR
JOSÉ SEBASTIÁN VANEGAS LEAL

Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero Electrónico

Director

DANIEL ALFONSO SIERRA BUENO
Ingeniero Electrónico, Ph.D

Codirector

JORGE EDUARDO QUINTERO MUÑOZ
Ingeniero Electricista, MS.c

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA

2016

A mis padres por brindarme la oportunidad de iniciar este camino y por su apoyo continuo e incondicional.

A mis amigos con quienes compartir momentos inolvidables y que a través de los años se convirtieron en mi segunda familia.

Jossie Esteban Rodríguez Salazar

*A mi abuela y padre por ser el pilar fundamental de mi familia.
A mi amigo y compañero de tesis, quien siempre me alentó y motivo a sacar este y otros proyectos adelante.*

A mis amigos, de los cuales aprendí mucho y que en los buenos y malos momentos siempre contaré con ellos.

José Sebastián Vanegas Leal

Al Doctor Carlos Arturo Conde quien nos guio y compartió su tiempo y conocimiento al aporte de nuestra investigación.

A nuestros directores de proyecto Daniel Alfonso Sierra Bueno y Jorge Eduardo Quintero Muñoz por compartir sus conocimientos y por el tiempo dedicado en este grandioso proyecto.

Gracias.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	15
1. MARCO TEÓRICO.....	19
1.1. OXIMETRÍA DE PULSO	19
1.1.1. Hemoglobina	20
1.1.2. Saturación De Oxígeno	21
1.1.2.1. Condiciones Patológicas	21
1.1.3. Pletismografía	22
1.1.4. Fotopletismografía.....	22
1.1.4.1. Onda Pletismográfica	23
1.1.4.2. Características Onda Pletismográfica	24
1.1.5. Absorción De Luz	26
1.1.5.1. Ley De Beer-Lambert	26
1.1.6. Principios De Oximetría.....	27
1.2. OXÍMETRO DE PULSO.....	28
1.2.1. Principio De Funcionamiento	28
1.2.2. Calibración	29
1.2.3. Aplicaciones.....	31
1.3. FRECUENCIA CARDIACA	32
1.3.1. Condiciones Patológicas	33
1.3.1.1. Bradicardia	34
1.3.1.2. Taquicardia	34
2. DISEÑO DEL DISPOSITIVO.....	36
2.1. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN.....	36
2.1.1. Multiplexación Y Puente H.	36
2.1.2. Transducción (I-V).....	38
2.1.3. Demultiplexación Y Circuito <i>Sample And Hold</i>	43

2.1.4.	Tierra Virtual.....	44
2.1.5.	Pre-Amplificación.	45
2.1.6.	Filtrado De Bajas Frecuencias.	47
2.1.7.	Filtrado Y Amplificación Final.	48
2.2.	SONDA.....	48
2.3.	MICROCONTROLADOR.....	50
2.3.1.	Selección Del Microcontrolador.....	50
2.3.2.	Generación De Señales.	52
2.3.3.	Digitalización Y Transmisión USB.....	54
2.4.	DISEÑO DE LA TARJETA PRINCIPAL.....	55
2.5.	PRESENTACIÓN FINAL DEL DISPOSITIVO.....	57
3.	INTERFAZ GRAFICA.....	58
3.1.	INTRODUCCIÓN A LabVIEW	58
3.1.1.	Instrumentos Virtuales.....	59
3.1.2.	<i>Toolkits</i>	60
3.1.3.	NI-VISA.	60
3.2.	DISEÑO.....	60
3.2.1.	Máquina De Eventos.	62
3.2.2.	SUBVI'S.	65
3.2.3.	Estados.	67
3.2.3.1.	En.....	67
3.2.3.2.	Exit.	67
3.2.3.3.	Espera.....	68
3.2.3.4.	Out.	68
3.2.3.5.	Control.....	68
3.2.3.6.	Reporte.	68
3.3.	PRESENTACIÓN FINAL DE LA INTERFAZ GRÁFICA.....	69
4.	IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS	72
4.1.	PRUEBAS DE LABORATORIO.....	72
4.2.	CALIBRACIÓN	76

4.3.	VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO	79
4.4.	RESUMEN DE COSTOS	85
4.5.	COMPARACIÓN EQUIPO COMERCIAL VS. PROTOTIPO	87
5.	CONCLUSIONES.....	90
	BIBLIOGRAFÍA.....	96
	ANEXOS.....	97

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Incidencia de luz a través de un dedo.....	19
Figura 2. Espectro de absorción de HbO ₂ y Hb.	20
Figura 3. Forma de onda fotopletismográfica.....	23
Figura 4. Onda de pulso. Amplitudes y tiempos característicos.....	24
Figura 5. Variaciones en la onda pletismográfica	25
Figura 6. Atenuación de un haz de radiación.....	26
Figura 7. Curva de calibración	30
Figura 8. Medición pulso radial.	32
Figura 9. Control de encendido alterno de los leds.....	36
Figura 10. Circuito puente H para control de leds.....	37
Figura 11. Sensibilidad espectral relativa de un fototransistor.	38
Figura 12. Topologías de polarización de fototransistores y de fotodiodos.	39
Figura 13. Circuito de acoplamiento del fotosensor.	40
Figura 14. Simulación polarización fotosensor.....	42
Figura 15. Demultiplexación (circuito <i>sample and hold</i>).....	43
Figura 16. Tierra virtual.....	44
Figura 17. Circuito de pre-amplificación.....	46
Figura 18. Circuito filtro pasabajas de primer orden.	47
Figura 19. Filtrado y amplificación final.....	48
Figura 20. Diseño artesanal de sonda de oximetría.....	49
Figura 21. Sonda NELLCOR DS-100A.	50
Figura 22. Microcontrolador de comunicación.	51
Figura 23. Microcontrolador de control.	52
Figura 24. Tarjeta de adquisición versión 1.	56
Figura 25. Tarjeta de adquisición versión 2.	57
Figura 26. Tarjeta de adquisición versión final.....	57

Figura 27. Pantalla principal en labview.....	59
Figura 28. Bosquejo funcionamiento de la máquina de eventos.....	62
Figura 29. Representación gráfica del centro de eventos en LabVIEW.....	64
Figura 30. Interfaz gráfica: panel inicial.	69
Figura 31. Interfaz gráfica: en ejecución.	69
Figura 32. Interfaz gráfica: historial spo ₂	70
Figura 33. Interfaz gráfica: historial frecuencia cardíaca.....	70
Figura 34. Interfaz gráfica: tendencias.	71
Figura 35. Medición en escala de tiempo de las señales de control.	72
Figura 36. Superposición de las señales de control.....	73
Figura 37. Mediciones detalladas del osciloscopio.	74
Figura 38. Señal pletismográfica resultante de la adecuación de señal.	74
Figura 39. Señal pletismográfica sin acople ac en el osciloscopio.....	76
Figura 40. Resultados y tendencias de la prueba de calibración de spo ₂	77
Figura 41. Comparación instrumento patrón vs. Sistema de oximetría LabVIEW..	77
Figura 42. Resultados y tendencias de la prueba de frecuencia cardíaca.	79
Figura 43. Adquisición de datos mediante PowerLab 16/30.	80
Figura 44. Pulsioxímetro De Dedo PC-60B.	84

LISTA DE ECUACIONES

	Pág.
Ecuación 1. Saturación de oxígeno (teórica).	21
Ecuación 2. Transmitancia.....	26
Ecuación 3. Absorbancia.	27
Ecuación 4. Relación de radio normalizado.....	31
Ecuación 5. Voltaje de salida de transducción V-I.	41
Ecuación 6. Tierra virtual	45
Ecuación 7. Ganancia pre-amplificador.	46
Ecuación 8. Frecuencia de corte filtro pasabajas de primer orden.	47
Ecuación 9. <i>Delay</i> por interrupciones.	53
Ecuación 10. Calculo saturación de oxígeno.	78
Ecuación 11. Reajuste frecuencia cardíaca.....	79

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Frecuencia cardiaca en reposo de acuerdo a la edad.	33
Tabla 2. Corriente fotosensor vs voltaje de salida.	42
Tabla 3. Configuración de conexión de la sonda NELLCOR DS-100A.....	49
Tabla 4. Resumen contenido máquina de eventos.	63
Tabla 5. Descripción Subvi's.....	65
Tabla 6. Validación de la frecuencia cardíaca.....	81
Tabla 7. Precisión de la frecuencia cardíaca.	82
Tabla 8. Validación de la saturación de oxígeno.....	83
Tabla 9. Precisión de la saturación de oxígeno.	84
Tabla 10. Costos materiales del proyecto.	85
Tabla 11. Costos de la tarjeta principal.....	86
Tabla 12. Precio al consumidor del sistema de oximetría.	87
Tabla 13. Comparación del sistema con modelos comerciales.	88
Tabla 14. Comparación equipo comercial vs. equipo implementado.....	89

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Recopilación de datos para calibración de SpO2.....	97
Anexo B. Recopilación de datos para verificación de frecuencia cardíaca	98
Anexo C. Sistema de adquisición de datos PowerLab.....	99
Anexo D. Programación LabVIEW	100
Anexo F. Diseño PCB	116
Anexo G. Guía Usuario	117
Anexo H. Manual Técnico	132

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO BASADO EN LABVIEW¹.

AUTORES: JOSSIE ESTEBAN RODRÍGUEZ SALAZAR, JOSÉ SEBASTIÁN VANEGAS LEAL².

PALABRAS CLAVE: Interfaz Gráfica, LabVIEW, Oximetría, Frecuencia Cardíaca.

DESCRIPCIÓN:

Se diseñó y construyó un equipo de oximetría de pulso para la captura de información relacionada con dos signos vitales fundamentales, saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca. El trabajo de investigación buscó diseñar e implementar una interfaz gráfica donde se adquiera y se presente la información en tiempo real de los datos adquiridos de manera clara y haciendo énfasis en la usabilidad del sistema, a su vez de realizar un análisis estadístico de los signos vitales a medir lo cual permita al usuario obtener tendencias de los mismos.

El objetivo de la investigación consistió en ofrecer una alternativa en cuanto a equipos de oximetría se refiere, específicamente, en la forma de realizar el registro del comportamiento tanto de la saturación de oxígeno, como la frecuencia cardíaca, permitiendo así la generación de informes clínicos de manera más rápida y sencilla, además de brindar la opción de usar el dispositivo para la investigación del sistema cardiorespiratorio.

A su vez se desarrolló un dispositivo práctico, portable y alternativo, el cual cuenta con la posibilidad de ser operado mediante un computador a través de una interfaz gráfica desarrollada en la plataforma de instrumentación virtual LabVIEW, reduciendo así los costos de este tipo de aparatos médicos.

¹ Trabajo de grado.

² Adscritos a la facultad de ingenierías físico-mecánicas. Escuela de ingenierías eléctrica, electrónica y de telecomunicaciones (E³T), Director: PhD. Daniel Alfonso Sierra Bueno, Codirector: M. Sc. Jorge Eduardo Quintero Muñoz.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A PULSE OXIMETER BASED ON LABVIEW³.

AUTHORS: JOSSIE ESTEBAN RODRÍGUEZ SALAZAR, JOSÉ SEBASTIÁN VANEGAS LEAL⁴.

KEYWORDS: Graphic Interface, LabVIEW, Oximetry, Heart Rate

DESCRIPTION:

It was designed and built a team of pulse oximetry to capture two information vital sign, oxygen saturation and heart rate. The research sought to design and implement a graphical interface where you acquire and present the information in real-time data acquired clearly and emphasizing the usability of the system, in turn performing a statistical analysis of vital signs measure which allows the user to obtain the same trends.

The aim of the research was to provide an alternative in terms of equipment oximetry refers specifically on how to register the behavior of both oxygen saturation, such as heart rate, allowing the generation of clinical reports faster and easier, and also offers the option of using the device for research cardiorespiratory system.

Turn a practical, portable and alternative device, which has the possibility of being operated by a computer through a graphical interface developed in virtual instrumentation platform LabVIEW, thus reducing the costs of such medical devices developed .

³ Undergraduate project.

⁴ Physical-Mechanical Engineering Faculty. Electrical, Electronics and Telecommunications (E³T) Engineering School, Director PhD. Daniel Alfonso Sierra Bueno, Codirector M.Sc. Jorge Eduardo Quintero Muñoz.

INTRODUCCIÓN

Hoy en día a nivel médico toma mucha importancia la obtención en tiempo real de las características más importantes de un paciente, como lo son sus signos vitales. Debido a esto es imprescindible contar con equipos médicos que garanticen una correcta medición de estos. Uno de los métodos para lograr esto consiste en el desarrollo de equipos capaces de medir, revisar y controlar los diferentes cambios que se presentan los signos del paciente.

En los últimos años, el avance de la tecnología específicamente en el área de la ingeniería biomédica y la electrónica digital, han permitido desarrollar diferentes dispositivos, que aportan al monitoreo de las funciones vitales, una mayor precisión y disponibilidad. Evidencia de estos avances es la disposición de equipos como el monitor de signos vitales, el esfigmomanómetro automático, el electromiógrafo, el electrocardiógrafo, entre otros.

La oximetría es un claro ejemplo de este tipo de avances, ya que se ha hecho necesaria para la evaluación continua en intervenciones médicas relacionadas específicamente a la anestesiología, debido a las enormes posibilidades que ofrece un oxímetro de pulso, ya que con él es posible la medición de la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca. [1].

A través del tiempo han existido varios métodos para la evaluación de la oxigenación de la sangre en un paciente. Antes de la creación del oxímetro de pulso era muy común diagnosticar de manera visual, exactamente mediante la palidez del paciente a tratar. Es de esperar que este método fuera inadecuado, ya que esta patología (palidez) puede ser producida por diversas causas y no directamente por algún fallo de oxigenación en la sangre. Otro de los métodos más usado es la realización de pruebas de laboratorios de gasometría, la cual arroja resultados exactos; sin embargo, son análisis que toman tiempo en realizarse y que no indicaban resultados

instantáneos por lo que a la hora de revisar dichos resultados la saturación de oxígeno del paciente ha de cambiar. Gracias al desarrollo del oxímetro de pulso se mejoraron este tipo de problemas, ya que este funciona en tiempo real y de manera inmediata, además de no ser invasivo. [2].

En este proyecto se buscó realizar un oxímetro de pulso con interfaz gráfica en un equipo de cómputo, aprovechando los beneficios del análisis y manipulación digital de datos. Para ello se implementaron dos etapas, una en hardware, la cual permite la adquisición de datos y transmisión de los mismos hacia el sistema de cómputo, y una en software, en la cual se realiza el análisis y estudio de dichos datos. A groso modo el sistema funciona de la siguiente manera: Una vez conectado el dispositivo y haber dado inicio a la adquisición, se observa de manera clara el comportamiento de la saturación de oxígeno como de la frecuencia cardíaca en tiempo real, tanto en su valor numérico como su forma de onda. A su vez almacena los datos obtenidos, para una posterior generación de informes clínicos, si se desea.

En las últimas décadas en cada una de las unidades de cuidados intensivos (UCI) es necesario la monitorización continua de los pacientes, por lo que se hace indispensable llevar un registro completo de los signos vitales tales como: la temperatura, la frecuencia cardíaca y respiratoria, la tensión arterial y por último la saturación de oxígeno (SpO_2), siendo ésta de mucha importancia, ya que a través de ella se pueden detectar problemas de tipo respiratorios, muy comunes en este tipo de salas.

Actualmente existen equipos médicos cuya función es el monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre denominados comúnmente pulsioxímetro, saturómetros u oxímetros de pulso, ya que también poseen la capacidad de medir la frecuencia cardíaca (pulso). Pueden encontrarse de gran complejidad, calidad, tamaño, y marcas, sin embargo, mientras más complejos sean, sus funciones son más numerosas, pero también mayor es su costo, haciendo limitado su acceso.

Dadas las problemáticas presentadas anteriormente, se propuso como solución la implementación de una interfaz gráfica, con la que se pueda llevar a cabo el registro de los signos vitales de cada paciente, y se pueda generar informes clínicos de manera más rápida, y con mayor cantidad de información, también pretendiendo disminuir el costo de un equipo de este tipo.

De una manera más precisa, este proyecto se fundamentó en la búsqueda de la solución de aspectos como el registro de datos para la generación de informes, brindando la posibilidad de acceder a la información de un paciente determinado, ya sea durante o después de la consulta médica, además de poder visualizar mediante la interfaz gráfica el comportamiento del paciente.

Actualmente en el mercado se encuentran varios tipos de equipos de oximetría de pulso, los hay portátiles y de tipo modular; los de tipo portátil, solo permiten la visualización de los signos vitales en cuestión, tanto la saturación de oxígeno como la frecuencia cardíaca, mientras que los de tipo modular poseen herramientas que van más allá de la visualización de estos, como lo son, alarmas, mensajes, graficas, tendencias, entre otros. La principal dificultad en la adquisición de estos equipos es su elevado costo, su tamaño y peso; por lo que el dispositivo y la interfaz gráfica a implementar, ofrecen las herramientas mínimas ofrecidas por un equipo modular, disminuyendo el costo del equipo, sin dejar de lado las características de portabilidad. [3]

Este proyecto ofrece una alternativa en cuanto a equipos de oximetría de pulso se refiere, usando un hardware mucho más pequeño y ofreciendo herramientas de análisis para los datos adquiridos; de la misma manera se disminuyeron los costos de dicho dispositivo, para así obtener un equipo más accesible y con buenas prestaciones.

En el transcurso de este proyecto se implementó una interfaz basada en la plataforma de instrumentación virtual LabVIEW para el desarrollo de un oxímetro de pulso. Este equipo permitirá realizar la adquisición de datos y registro tanto de la saturación de oxígeno como de la frecuencia cardíaca. El principal recurso de este equipo será su interfaz gráfica, donde se realizará el análisis y visualización de los datos, además de arrojar estudios estadísticos de los mismos, los cuales permitan un mayor entendimiento del estado del paciente en función del tiempo.

Cuando el sistema esté en funcionamiento, este se encargará de almacenar los datos y los enviará al sistema de cómputo, donde se podrán visualizar constantemente en la interfaz gráfica, además se verán aspectos como la saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca, la hora y la fecha de cada una de las mediciones, y también los datos personales de cada paciente, previamente registrados al inicio de la prueba.

En síntesis, en este proyecto se implementó un equipo de oximetría de pulso el cual requirió de la creación del hardware de un dispositivo que adquiere la información en tiempo real, la creación de una interfaz gráfica donde el especialista en medicina (operario) puede acceder a la lectura de los datos, y además ofrece el registro de estos datos para la posterior generación de informes clínicos.

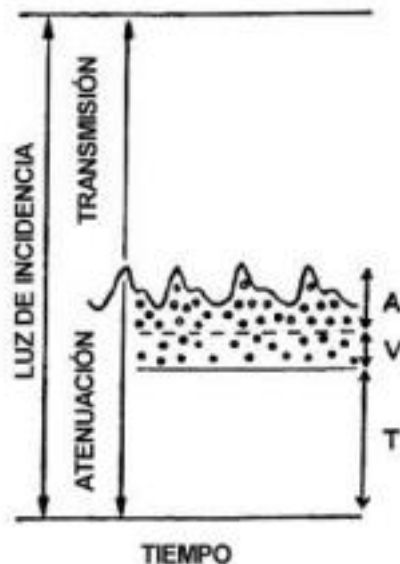
1. MARCO TEÓRICO

1.1. OXIMETRÍA DE PULSO

La oximetría de pulso o pulsioximetría, es un método que permite llevar a cabo la medición de la saturación de oxígeno (SpO_2) en la sangre y de la frecuencia cardiaca en tiempo real, es un método no invasivo lo que permite su uso en tratamientos quirúrgicos, en anestesiología, y las unidades de cuidados intensivos (UCI).

La pulsioximetría está basada en la espectrofotometría y la fotopleletismografía, la primera permite describir el comportamiento de una sustancia ante la incidencia de luz, en este caso la sangre, y la fotopleletismografía permite medir los cambios en el flujo sanguíneo o el volumen de aire en diferentes partes del cuerpo. [4]

Figura 1. Incidencia de luz a través de un dedo.



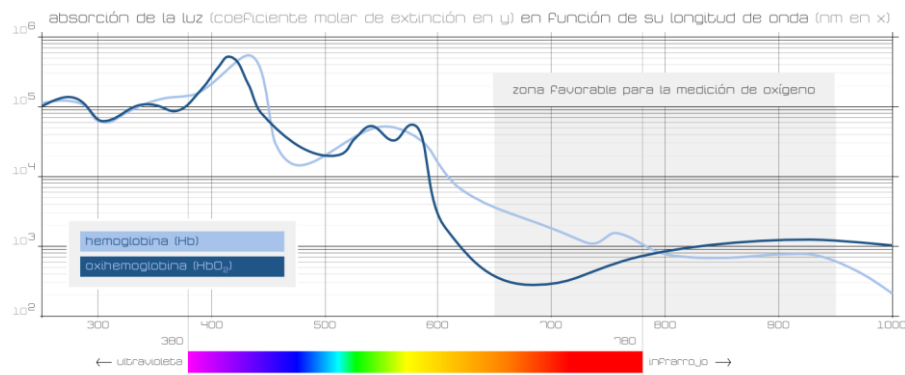
Fuente: Oxímetro de pulso basado en una PALM, Tendencias tecnológicas en computación. [5]

1.1.1. Hemoglobina. La hemoglobina (Hb) es una hemoproteína de la sangre, es la parte activa en el transporte de O₂ del eritrocito. Está constituida por cuatro átomos de hierro (hem) y cuatro cadenas de polipéptidos (globina) donde cada átomo de hierro reacciona con una molécula de O₂.

Cuando la hemoglobina tiene unido oxígeno se denomina oxihemoglobina (HbO₂) o hemoglobina oxigenada, dando el aspecto rojo o escarlata intenso característico de la sangre arterial. Cuando pierde el oxígeno, se denomina hemoglobina reducida, y presenta el color rojo oscuro de la sangre venosa (se manifiesta clínicamente por cianosis). [6]. La sangre posee la hemoglobina y oxihemoglobina, sustancias relevantes en las cuales se emplean dos longitudes de onda, la roja e infrarroja. La desoxigenación de la sangre causa absorción creciente en la banda roja y decreciente en la banda infrarroja, esto es fundamental en el método para realizar la medición de saturación de oxígeno. [7]

La *Figura 2* muestra el intervalo de frecuencias dentro del espectro electromagnético, para las cuales la hemoglobina presenta la absorción de luz, este intervalo oscila de los 600 nm – 1000nm.

Figura 2. Espectro de absorción de HbO₂ y Hb.



Fuente: Polaridad.es, 2015. [8]

1.1.2. Saturación De Oxígeno. El oxígeno se combina con la hemoglobina en una célula roja, que constituye aproximadamente todo el oxígeno de la sangre. La saturación de oxígeno se conoce como SpO₂ o SaO₂, es definida como la razón de oxihemoglobina sobre la concentración total de hemoglobina presente en la sangre (oxihemoglobina más hemoglobina reducida).

Ecuación 1. Saturación de oxígeno (teórica).

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]}$$

La saturación arterial de oxígeno SaO₂ es un parámetro medido mediante la oximetría y se expresa como un porcentaje. En condiciones fisiológicas normales se presenta una saturación arterial entre 95%, mientras que la sangre venosa se encuentra saturada en un 75%.

Asumiendo que la transmisión de luz “tiene influencia única, por las concentraciones relativas de HbO₂ y Hb y sus coeficientes de absorción de las dos longitudes de onda medidas, la intensidad de luz decrecerá logarítmicamente en relación a la longitud de la trayectoria de acuerdo con la Ley de Beer-Lambert”. [5].

1.1.2.1. Condiciones Patológicas. La medición de la saturación de oxígeno en la sangre, se presenta como un valor porcentual, cuyos niveles más apropiados se ubican dentro del intervalo del 95 al 100 por ciento, por debajo de este, indica la presencia de alguna patología.

Cuando los valores de saturación de oxígeno son elevados, indica que el paciente posee hiperventilación o ansiedad. En caso contrario, cuando los valores de saturación de oxígeno son bajos, indica que el paciente posee alguna enfermedad

pulmonar crónica, descompensación o crisis de asma, o en su defecto alguna enfermedad cardiaca.

Las patologías se presentan en valores cercanos o por debajo del 75% de SpO₂, a esto se le conoce como *hipoxia*, la cual indica escasez de oxígeno en el cuerpo. La hipoxia se clasifica en *hipoxia generalizada*, la cual se presenta cuando el cuerpo rechaza el oxígeno, y también se clasifica en *hipoxia de tejido*, la cual es causada por la escasez de oxígeno en una sección o región específica del cuerpo. Esta patología es producida por el suministro insuficiente de oxígeno al cuerpo, lo cual produce una caída en la presión parcial de oxígeno en la sangre arterial. [9]

1.1.3. Pletismografía. La pletismografía es un método técnico de diagnóstico, que permite determinar cómo se lleva a cabo la variación del flujo sanguíneo (volumen o presión) ya sea en una arteria o en una vena empleando como herramienta un pletismógrafo. Dentro de los diversos métodos pletismográficos, algunos permiten valorar los cambios de volumen de forma directa empleando el uso de diversos principios físicos como lo son la pletismografía de agua, aire, impedancia o la de anillos de mercurio. Para este caso se usa la fotopletismografía, ya que mediante las diferentes técnicas ópticas que ofrece, se pueden realizar los diferentes cálculos. [4].

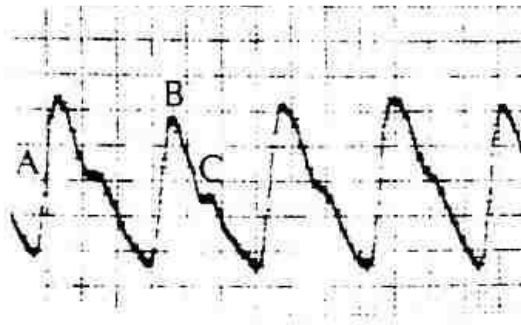
1.1.4. Fotopletismografía. La fotopletismografía es un método óptico que permite medir cambios de volumen en tejidos y sustancias con características ópticas (transmisión y absorción) como la sangre. A medida que el corazón bombea sangre a través de las arterias y capilares, los cambios en el volumen de sangre modifican la cantidad de luz transmitida y absorbida que pasa por los tejidos arteriales.

Estos cambios en la luz pueden ser medidos y utilizados para determinar el ritmo cardiaco de un paciente. Además, comprender las características de la sangre desoxigenada y oxigenada permite que la fotopletismografía pueda ser usada como

un método no invasivo para determinar la saturación de oxígeno en la sangre, como es el caso de la oximetría de pulso. [10]

1.1.4.1. Onda Pletismográfica. Para medir los cambios de presión y de volumen en la medición de parámetros para el diagnóstico de enfermedades pulmonares o cardiovasculares se emplea la onda pletismográfica. “*Es una gráfica (figura 4) del comportamiento de la intensidad de luz transmitida o reflejada, obtenida por pletismografía eléctrica*”. (Poblete Silva & Draper Juliet, 2015).

Figura 3. Forma de onda fotopletismográfica.



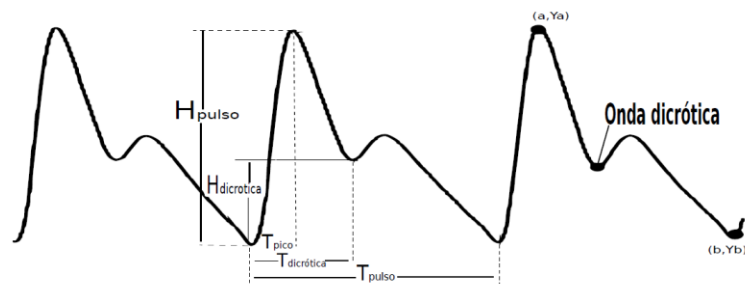
Fuente: Cirugía Vasculiar Actualizada, 2015. [11]

La onda pletismográfica es un parámetro relevante a la hora de diagnosticar o prever alguna anomalía respiratoria ya que indica los cambios en la circulación periférica (circulación en brazos y piernas). Cambios significativos pueden llevar a una mala circulación sanguínea. La amplitud en la onda está relacionada con los cambios en el volumen sanguíneo de los vasos en donde se está realizando la medición. Indicando alguna sintomatología como miedo, dolor, frío, hipocapnia en el caso de que disminuya la amplitud y calor, aumento de la temperatura corporal, hiperemia, ausencia de dolor, en caso de que aumente la amplitud de la onda. [11] Desde el punto de vista de la medicina, esta onda es fundamental para la detección de cambios en la circulación periférica, y en el análisis de la amplitud de la onda, al detectar disminución indica vasoconstricción, por ejemplo, dolor, frío, y si aumenta

la amplitud indica vasodilatación, cuyo diagnóstico será que posee calor y no posee dolor, también permite medir la efectividad de las contracciones cardiacas, ya sea una arritmia o un paro cardiaco. [12]

1.1.4.2. Características Onda Pletismográfica. La componente pulsátil de la onda pletismográfica, es conocida comúnmente como la componente de AC, cuya frecuencia fundamental es de aproximadamente 1 Hz y varía según el pulso cardiaco. Esta componente se encuentra sobrepuesta a una componente de DC, que se encuentra relacionada con el tejido y el volumen de sangre promedio. La componente de DC tiene variaciones relacionadas con la respiración, actividad vaso-motora y a las ondas vasoconstrictoras, también tiene relación con la parte del cuerpo donde se tome el pulso. El pulso está determinado por dos fases, según Hertzman y Spealman, la fase anacrótica, que hace referencia al flanco de subida del pulso y la fase catacrótica que se refiere al flanco de bajada de pulso. Hay similitudes entre el pulso de presión arterial con el pulso de volumen sanguíneo con cambios similares que se llevan a cabo en deficiencias vasculares tal como lo son la amortiguación y pérdida de pulsatilidad. [13]

Figura 4. Onda de pulso. Amplitudes y tiempos característicos.

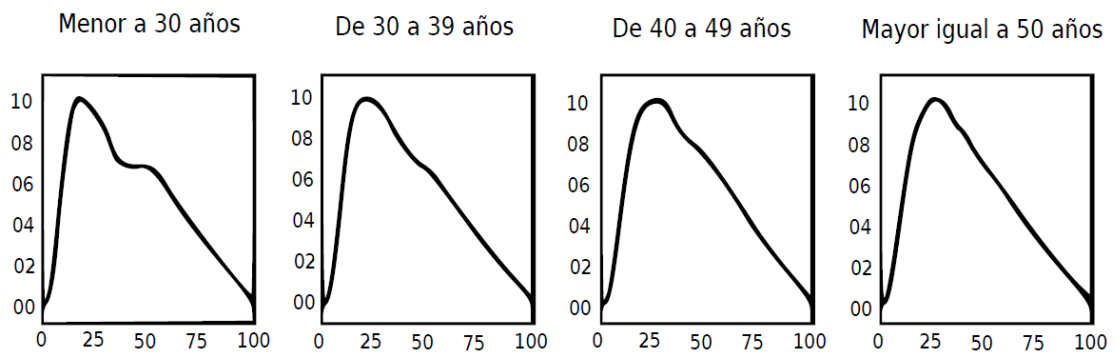


Fuente: Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement, Physiological Measurement, 2007. [13]

La primera fase, la fase de subida, está relacionada con la sístole y la segunda fase, la de bajada está ligada a la diástole y las ondas de reflexión de la periferia. En la segunda fase se aprecia una muesca, llamada *Onda Dicrotica*, frecuentemente es vista en pacientes con condiciones arteriales saludables. En la *Figura 5* se puede apreciar que la onda pletismográfica presenta cambios en su forma característica que se relacionan con la edad, permitiendo dar un valioso diagnóstico del sistema cardiovascular del paciente.

En investigaciones sobre envejecimiento vascular, se identifica un factor de riesgo en afecciones cerebro-vasculares y del corazón, asociado a la rigidez arterial, que tiene relación con la hipertensión. Entre mayor sea la rigidez, el pulso viaja más rápido a la periferia, por lo que hace que la velocidad de la onda de pulso aumente, este aumento se refleja en la rapidez de la onda reflejada. [13]

Figura 5. Variaciones en la onda pletismográfica por edad o afecciones vasculares.



Fuente: Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement, Physiological Measurement, 2007. [13]

1.1.5. Absorción De Luz

1.1.5.1. Ley De Beer-Lambert. Cuando una onda electromagnética atraviesa un medio, su intensidad es atenuada en el proceso de absorción. Esa absorción “se debe a la conversión de energía lumínica en movimiento térmico o ciertas vibraciones de moléculas del material absorbente”, esta se define como la razón de intensidades absorbida e incidente, *Figura 6*. De esta manera queda definida la transmitancia como la “fracción incidente de luz transmitida por la solución”, con un valor porcentual, expresado por:

Ecuación 2. Transmitancia.

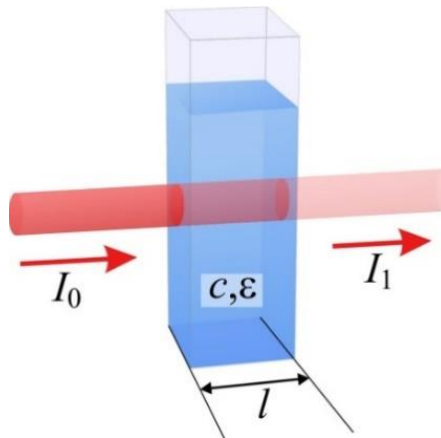
$$T = \frac{I_1}{I_0}$$

Dónde:

I_0 = Intensidad de luz incidente.

I_1 = Intensidad de luz transmitida a través de una muestra.

Figura 6. Atenuación de un haz de radiación.



Fuente: ELTE TTK ONLINE, 2015. [14]

La absorbancia es el logaritmo decimal del inverso de la transmitancia.

Ecuación 3. Absorbancia.

$$A = \log_{10} \frac{1}{T} = -\log_{10} \frac{I_1}{I_0} = -\log_{10} T$$

La fracción de luz absorbida en una longitud de onda específica, se denomina absorptividad o coeficiente de extinción. Características como la constitución electrónica de sus átomos y moléculas, longitud de onda de la radiación, el grosor de la capa absorbente, le permiten a un medio adquirir la capacidad de absorber radiación electromagnética. De acuerdo con lo anterior, se aplican dos leyes la Ley de Beer y la Ley de Lambert, que describen la incidencia de la concentración o del espesor sobre el absorbente. [15]

1.1.6. Principios De Oximetría. En 1864 se descubre que la hemoglobina es la sustancia que le da el color característico a la sangre, también es la encargada de transportar el oxígeno. La absorción de luz visible se da por parte de la hemoglobina y varía según el nivel de oxígeno. Esto ocurre ya que las dos formas comunes de la molécula de la hemoglobina, la hemoglobina oxigenada (HbO₂) y la hemoglobina reducida (Hb), tienen diferentes espectros ópticos en el rango de las longitudes de onda entre 500nm y 1000nm. [16]

El ingeniero Takuo Aoyagi desarrolló la idea de emplear la variación de luz pulsátil para la medición de la SpO₂, en su estudio del gasto cardiaco, realizando un experimento con tintes en la sangre, descubrió que aparecían unos impulsos detectados a 900nm (infrarrojo) y los relacionó con las variaciones en la SpO₂. Se evidenció la oximetría de pulso cuando se notó que el efecto de la saturación de oxígeno aumenta la transmisión de la luz infrarroja mientras, que la luz roja disminuye la transmisión, dado a que las variaciones presentadas interferían a las

curvas de tinta. Aoyagi planteó que, al realizar solo la medición de los cambios pulsátiles en la transmisión de luz a través de los tejidos vivos para calcular la saturación arterial, se podía hallar cuánto oxígeno poseía la sangre. También “*se observó que estos cambios de luz se transmitían en todas las longitudes de onda, ya que se debían únicamente a pulsaciones variantes del volumen de sangre arterial*”. [17]

1.2. OXÍMETRO DE PULSO

Un oxímetro de pulso es un equipo médico encargado de la medición de la oxigenación en la sangre y de la frecuencia cardiaca. Este equipo consta de una sonda y una pantalla donde se visualizan los datos relacionados con los dos signos vitales mencionados.

Oximetría es un término general asignado a la medición óptica de la saturación de oxihemoglobina en la sangre. Un oxímetro de pulso calcula la saturación de la sangre arterial y proporciona información vital sobre la función cardiorrespiratoria del paciente. Aunque el oxímetro de pulso proporciona una medida empírica de la saturación de oxígeno arterial, la correlación entre la medida del oxímetro de pulso y la saturación real de la sangre es adecuada, generalmente con menos de un 3% de discrepancia. [18].

1.2.1. Principio De Funcionamiento. Este sistema detecta las ondas de oxihemoglobina y hemoglobina reducida, mediante la emisión de dos longitudes de onda, de 660 nm (roja) y 940 nm (infrarroja). El pulso hace parte fundamental del dispositivo, ya que es la señal que reconoce el dispositivo cuando la luz emitida es absorbida por el tejido conectivo, y más aún en la sangre arterial con cada latido. El porcentaje de oxihemoglobina es calculado al realizar una comparación entre la luz absorbida y la absorción basal, para evitar errores se mide la absorción de luz absoluta durante una onda de pulso.

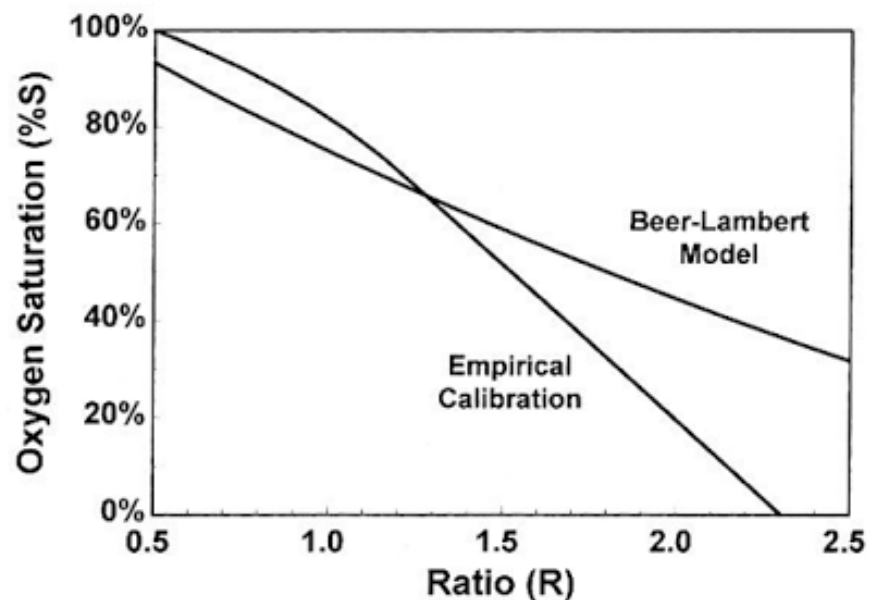
El oxímetro hace brillar luz de dos longitudes de onda (roja e infrarroja) a través de tejidos como el dedo o el lóbulo de la oreja y tomando ventaja del flujo pulsátil de sangre, mide la señal derivada de la cantidad de luz emitida en el cuerpo para dar una lectura de los niveles de oxígeno en la sangre. Usa un emisor para enviar la luz al cuerpo y un fotodetector para sensor cuánta luz pasa a través de los tejidos. Las medidas arrojadas por un oxímetro de pulso son los “registros de los niveles de oxígeno en la sangre, el volumen sanguíneo y el ritmo cardiaco”. Para la medición de la SpO₂ se ubica la pinza en un lugar translucido del cuerpo como lo son el lóbulo de la oreja o un dedo.

Hay dos métodos usados para lograr esto, un método es el de transmisión, donde el emisor está en un lado de la punta de contacto y el fotodetector está en el otro lado para detectar la luz. Con el método de reflexión, el emisor y el fotodetector están ambos del mismo lado. La luz es enviada desde el emisor, rebota en los tejidos y vuelve al fotodetector. [19]

1.2.2. Calibración. En la calibración de oxímetros comerciales, se usa una base de datos empíricos, cuya adquisición se realiza mediante un estudio clínico sobre un determinado número de pacientes. En este procedimiento se realizan medidas en las que se le sugiere al paciente variar su ritmo de respiración voluntariamente para muestrear las lecturas. De manera rudimentaria se corrigen las medidas realizadas por el dispositivo, llevando a cabo un análisis de sangre en paralelo, con esto se evidencian las carencias de la Ley de Beer-Lambert. Dentro de los diferentes niveles de medición de la saturación de oxígeno, los valores por debajo del 75% marcan la pauta en la que resulta peligroso para los voluntarios adquirir niveles de saturación, por lo que la estimación de los valores ubicados en ese intervalo se realiza mediante modelos matemáticos. [6].

La ley de Beer-Lambert fue en punto de referencia para la calibración de oxímetros, por lo que su uso no resulta muy conveniente, ya que presenta errores en la medición de los datos específicamente para valores que se encuentran por debajo del 85% de la SpO_2 . Por lo que los equipos actuales usan tablas de consulta, en las que registran mediciones a numerosos pacientes sanos, donde la SpO_2 se ha medido de manera invasiva. Aunque también se usa como referencia un oxímetro ya calibrado.

Figura 7. Curva de calibración



Fuente: GloBDD, 2014. [20]

Un modelo matemático muy común dentro de los usados en la calibración es el siguiente. De acuerdo con lo anterior al definirse el Radio Normalizado (R) (proporción de las señales normalizadas) como:

Ecuación 4. Relación de radio normalizado.

$$R = \frac{\log_{10}(V_{CA,R}/V_{CE,R})}{\log_{10}(V_{CA,IR}/V_{CE,IR})} = \frac{\log_{10}(V_{RMS,R}/V_{DC,R})}{\log_{10}(V_{RMS,IR}/V_{DC,IR})}$$

Donde CE, corresponde a la componente estática, que está formado por los tejidos, huesos, piel y la sangre venosa; y la CA, corresponde a la componente arterial pulsátil.

En la oximetría de pulso, solo aquella parte de la señal que se relaciona con el flujo de sangre arterial en el cuerpo, se usa para realizar el cálculo de la saturación de oxígeno.

1.2.3. Aplicaciones. La oximetría de pulso es un excelente método para la medición de la oxigenación arterial, su uso en anestesiología y reanimación permite la detección de patologías como la hipoxia, también se usa en quirófanos y en las salas de urgencias.

Se usa en unidades de cuidado intensivo principalmente en monitorización de pacientes con asma y broncopatías descompensados, también permitiendo conocer datos relevantes a la respiración y el traslado de pacientes dentro y fuera del hospital o central de salud.

También se ha llegado a emplear en el diagnóstico de investigaciones y procedimientos como los estudios del sueño, pruebas de función respiratoria y test de ejercicios. Además, la onda pletismográfica se usa en investigaciones cuyo propósito es determinar la presión arterial de manera no invasiva, el volumen por latido y en relaciones con el sistema nervioso central y periférico.

La oximetría de pulso ha llegado a ser tan común como la electrocardiografía debido a la exactitud de los datos y la comodidad que representa a los pacientes. Además, esto ha acelerado su aceptación como el quinto signo vital en las evaluaciones clínicas. [21]

1.3. FRECUENCIA CARDIACA

“El pulso de una persona es la pulsación provocada por la expansión de sus arterias como consecuencia de la circulación de sangre bombeada por el corazón”. El pulso cardíaco tiene la facilidad de poder palpase de diversas zonas del cuerpo; sin embargo, el pulso radial (sensación abrupta de la elevación de una arteria, ver *Figura 8*) es el más empleado para esta medición. El pulso es obtenido por lo general en zonas donde las arterias reposan sobre un plano óseo y están más cercanas a la piel, como en la muñeca, cuello o la sien. Su medición es la frecuencia cardíaca la cual representa el número de ciclos cardíacos por minuto. [22]

Figura 8. Medición pulso radial.



Fuente: MANUAL MOSBY DE EXPLORACIÓN FÍSICA, 2003. [23]

La frecuencia cardíaca es el número de contracciones del corazón, es decir, la cantidad de latidos o pulsaciones por unidad de tiempo. Para una correcta medición está se debe medir en condiciones de reposo o de actividad (según se requiera) y se expresa en pulsaciones por minuto a nivel de las arterias periféricas y en latidos por minuto (lat/min) a nivel del corazón. [24]

En condiciones normales se genera un pulso eléctrico cada vez que el corazón late, en función de la edad del individuo y de su grado de actividad. El rango más común de evaluación de la frecuencia cardiaca es de 60-100 PPM (Pulsaciones Por Minuto), es un rango sujeto a cambios ya que depende de las características fisiológicas del paciente. A continuación, en la *Tabla 1*, se presentan una serie de intervalos de acuerdo a la edad del paciente.

Tabla 1. Frecuencia cardiaca en reposo de acuerdo a la edad.

FRECUENCIA CARDIACA EN REPOSO	
EDAD	PPM
Recién nacidos	De 100 a 160
De 1 a 10 años	De 70 a 120
De 10 años a adulto	De 60 a 100
Atletas de alto rendimiento	De 40 a 60

1.3.1. Condiciones Patológicas. El latido del corazón inicia con un impulso eléctrico producido por el nódulo sinusal, que es el marcapasos natural del cuerpo, este impulso recorre el sistema eléctrico para así activar las aurículas y los ventrículos. Cuando el sistema eléctrico del corazón sufre un daño, se puede dar como resultado una frecuencia cardiaca lenta o *Bradycardia*, o también dar como resultado una frecuencia cardiaca rápida o *Taquicardia*. [25]

1.3.1.1. Bradicardia. La bradicardia se puede dar por una actividad anormal del nódulo sinusal, o también por algún bloqueo en el sistema eléctrico del corazón, esto se conoce como bloqueo cardiaco. Este bloqueo se puede dar por tres diferentes tipos:

- ✓ Bloqueo de primer grado: se da cuando ocurre un retraso en la conducción de impulsos de las aurículas a los ventrículos.
- ✓ Bloqueo de segundo grado: se da cuando el bloqueo de impulsos intermitentemente.
- ✓ Bloqueo de tercer grado: se da cuando hay un completo bloqueo de impulsos.

El bloqueo cardiaco también se puede presentar por algún medicamento, una química sanguínea anormal, a inflamaciones o después de una cirugía.

Algunos de los síntomas producidos por la bradicardia, son fatiga, poca tolerancia al ejercicio, mareo y pérdida del conocimiento o desmayos; es muy raro que pueda causar la muerte. [25]

1.3.1.2. Taquicardia. La taquicardia se puede dar por una actividad anormal del sistema eléctrico del corazón, es debida a cortos circuitos eléctricos, o a un determinado grupo de células actuando de manera anormal. Se puede dar sin presentar una enfermedad cardiaca obvia, o puede estar relacionada con enfermedades cardíacas, como las que pudiese presentar una persona que se ha sometido a una cirugía cardiaca.

Algunos de los síntomas producidos por la taquicardia, son palpitaciones, mareo, falta de aliento y pérdida de conocimiento o desmayos. Cuando la taquicardia es crítica, puede llegar a causar muerte súbita.

La taquicardia puede tratarse, dependiendo de las circunstancias clínicas, con medicamentos, terapia eléctrica, ablación con radiofrecuencia utilizando catéteres o una cirugía cardíaca. [25]

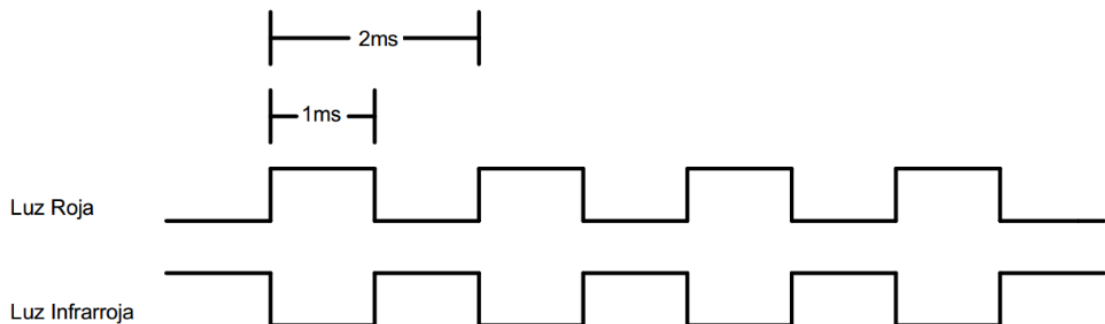
2. DISEÑO DEL DISPOSITIVO

2.1. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN

2.1.1. Multiplexación Y Puente H. Se mencionó anteriormente que en la oximetría de pulso se hace uso de dos tipos de luz, la emisión roja e infrarroja, para generarlas, se opta por usar dos diodos emisores de luz (LED) con las respectivas longitudes de onda. Estos van incorporados dentro de la sonda, en complemento al fotosensor. Estos diodos no pueden ser encendidos al mismo tiempo, ya que se tendría dos emisores y un solo receptor, por lo que se implementó la técnica de multiplexación. La multiplexación es la combinación de varias señales a través de un mismo medio de transmisión o canal, en este caso en particular, es el envío de la señal resultante de la absorción de los diferentes tipos de luces por los tejidos y sangre en el dedo del paciente.

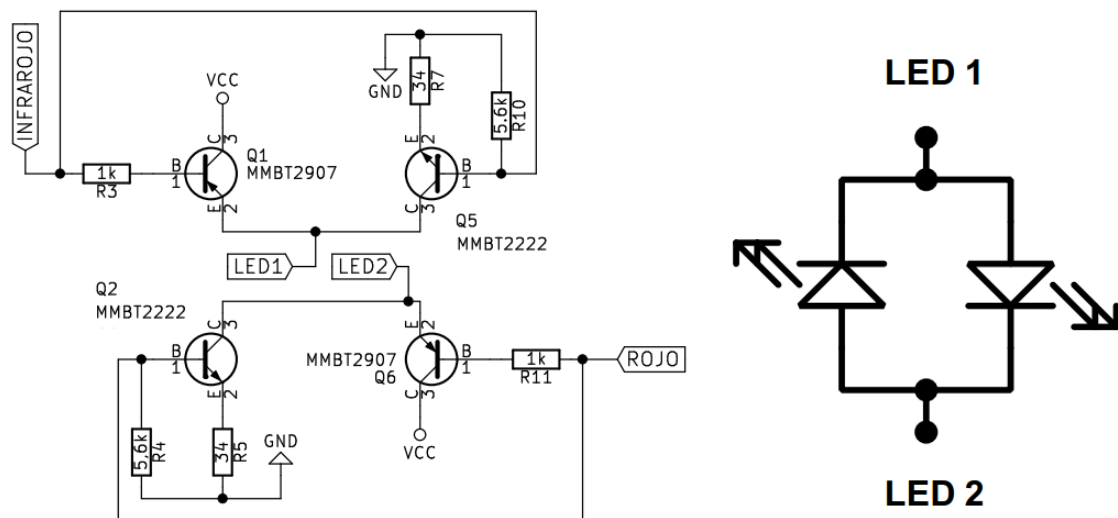
Para realizar dicha técnica se implementa un puente H, el cual permita controlar el encendido y apagado de los LEDs de forma alternada. Se usó una señal de control de 2 milisegundos con el fin de tener aprox. 1000 muestras por segundo (500 muestras por cada haz de luz). Se tuvo en cuenta que la señal a tratar posee una frecuencia baja, alrededor de 0,5 a 3 Hz dependiendo del paciente.

Figura 9. Control de encendido alterno de los leds.



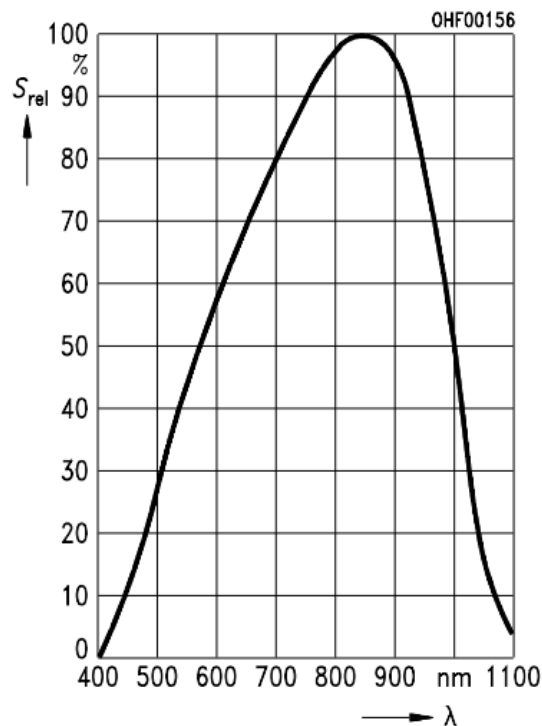
El puente H está conformado por cuatro transistores bipolares, dos NPN(2N2222) y dos PNP(2N2907) y una salida de conexión en anti-paralelo de los LEDs. Las señales de control (*ver Figura 9*) son generadas a través de un microcontrolador Microchip, específicamente el PIC12F629 de 8 bits. El puente H emplea los transistores como interruptores, los cuales controlan la conexión hacia la fuente de alimentación y de igual manera la conexión hacia la referencia o tierra (GND). Con esto garantiza su correcto funcionamiento, debido a que las señales de control deben estar sincronizadas y en estados lógicos inversos para que los transistores puedan estar operando al mismo tiempo, encendiendo los LEDs uno en cada ciclo. Este tipo de topología garantiza que no ocurra algún cortocircuito por desfase de las señales de control o por algún motivo externo al circuito.

Figura 10. Circuito puente H para control de leds.



2.1.2. Transducción (I-V). Las sondas para oximetría de pulso están compuestas principalmente por un fototransistor (transductor); en algunos casos puntuales depende del fabricante puede contener un fotodiodo, dato a tener en cuenta. Dicho transductor permite obtener respuesta en señal a la emisión de luz, específicamente mayor a un 60% para longitudes de onda mayores a 600nm como se describe en la mayoría de dispositivos de este estilo (según hoja de datos, ver *Figura 11*). La utilización de este tipo de sensores es idónea para la captación de las señales de oximetría de pulso no invasiva, ya que para obtener la saturación de oxígeno es necesaria la emisión de luz roja(660nm) e infrarroja (940 nm) como se indicó en la sección 5.1.2.

Figura 11. Sensibilidad espectral relativa en función de longitud de onda en un fototransistor.

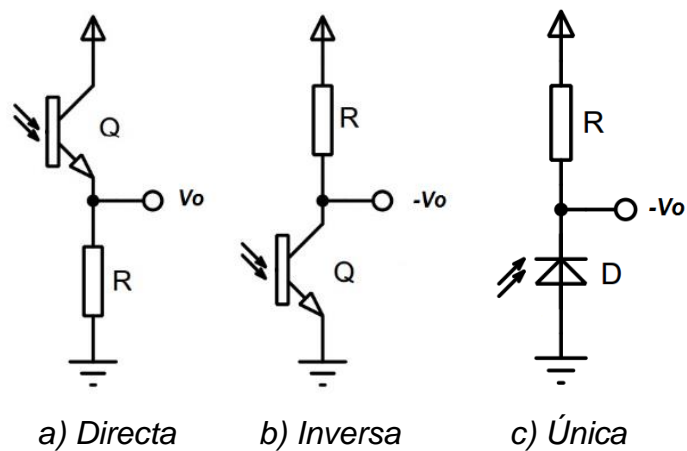


Fuente: Hoja de datos del fototransistor BPX81-3.

El fototransistor genera proporcionalmente a la luz incidente en su base, una corriente circulante entre los terminales colector y emisor, por lo que se requiere el diseño de un circuito que permita la adquisición y transformación de dicha corriente generada a voltaje, para así poder realizar el tratamiento de señal que sea necesario. Cabe resaltar que el valor de esta corriente es del orden de decenas de microamperios (μA).

Para la correcta polarización de un fototransistor existen las siguientes dos topologías:

Figura 12. Topologías de polarización de fototransistores y de fotodiodos.

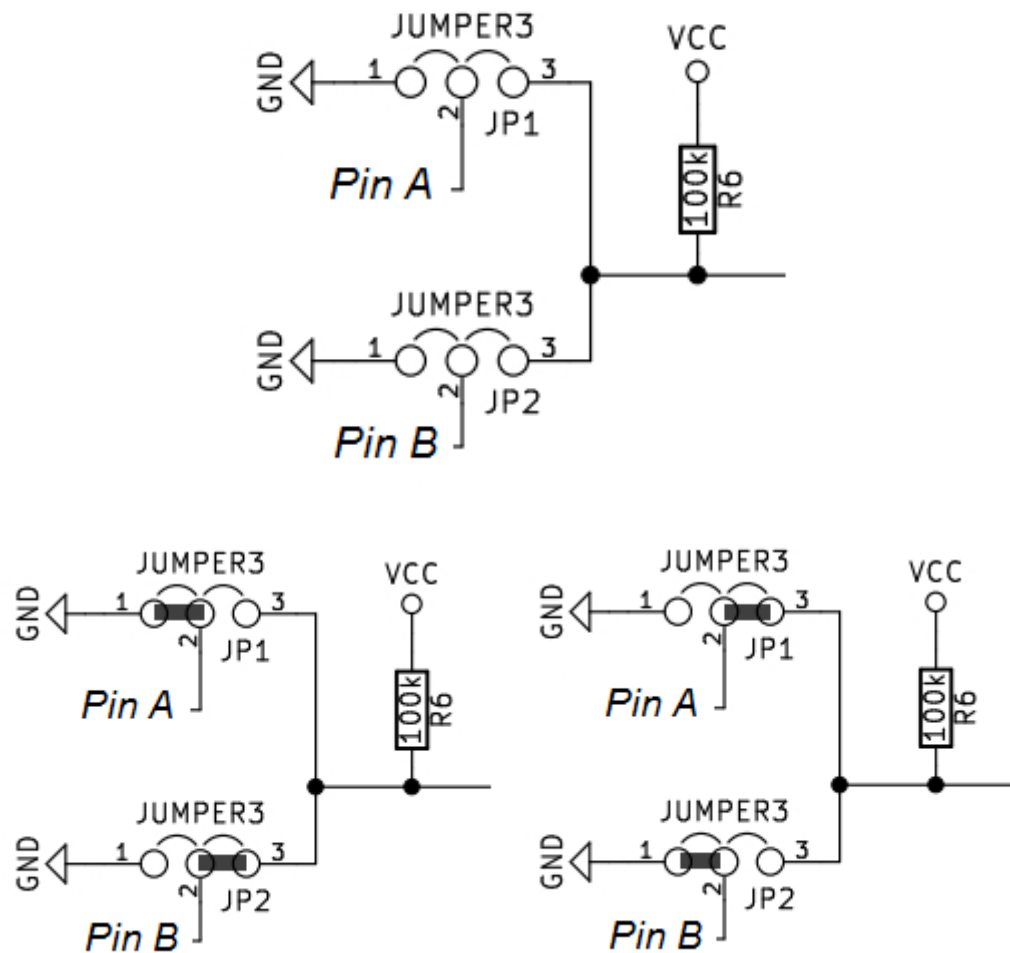


Como se mencionó al comienzo del capítulo algunas sondas de oximetría de pulso están compuestas por fotodiodos en vez de fototransistores, lo que conlleva a que la elección del tipo de topología de la transducción de corriente a voltaje sea correlacionada para que sea compatible para cualquiera de estos dos tipos de sensores.

Se optó por usar la topología de polarización inversa, ya que es muy similar tanto para el fototransistor como para el fotodiodo. Cabe resaltar que la forma de funcionamiento de ambos dispositivos es similar pero inversa, es decir, el

fototransistor genera una corriente de polarización directa de colector a emisor, sin embargo, el fotodiodo genera una corriente de polarización inversa de cátodo a ánodo. Debido a esto y a la incertidumbre de cómo es la conexión interna de las diversas sondas de oximetría, se propuso el siguiente diseño (ver Figura 13), el cual permite cambiar mediante “jumpers” la polarización del fotosensor, independientemente si es transistor o diodo.

Figura 13. Circuito de acoplamiento del fotosensor.



Como se observa en la *Figura 13*, cambiando la ubicación de los “jumpers” el fotosensor que estaría ubicado entre los pines A y B, cambiaría su disposición estando en un caso el Pin A conectado a referencia (GND) y Pin B al nodo de salida, o en su caso contrario el Pin A al nodo de salida y el Pin B a referencia (GND).

El valor de la resistencia R hace variar la sensibilidad del sensor. Esta resistencia de manera empírica puede tener valores entre 10kΩ a 200kΩ y presenta el siguiente comportamiento: a) A mayor resistencia, mayor velocidad de respuesta y menor estabilidad, y b) A menor resistencia, menor velocidad de respuesta, mayor estabilidad, pero a su vez menor rango de excursión a la salida. Teniendo en cuenta este comportamiento, se optó por usar un valor intermedio de 100kΩ.

El funcionamiento de esta topología se basa en la caída de tensión provocada por el aumento o disminución de la corriente que genera el fotosensor, de tal manera que, al presentar excitación en la base del transistor por la luz emitida por los LEDs, la corriente fluye por la resistencia R, creando una caída de tensión a la salida del circuito, la cual es equivalente a:

Ecuación 5. Voltaje de salida de transducción V-I.

$$V_o = V_{cc} - (R_6 \times I_f)$$

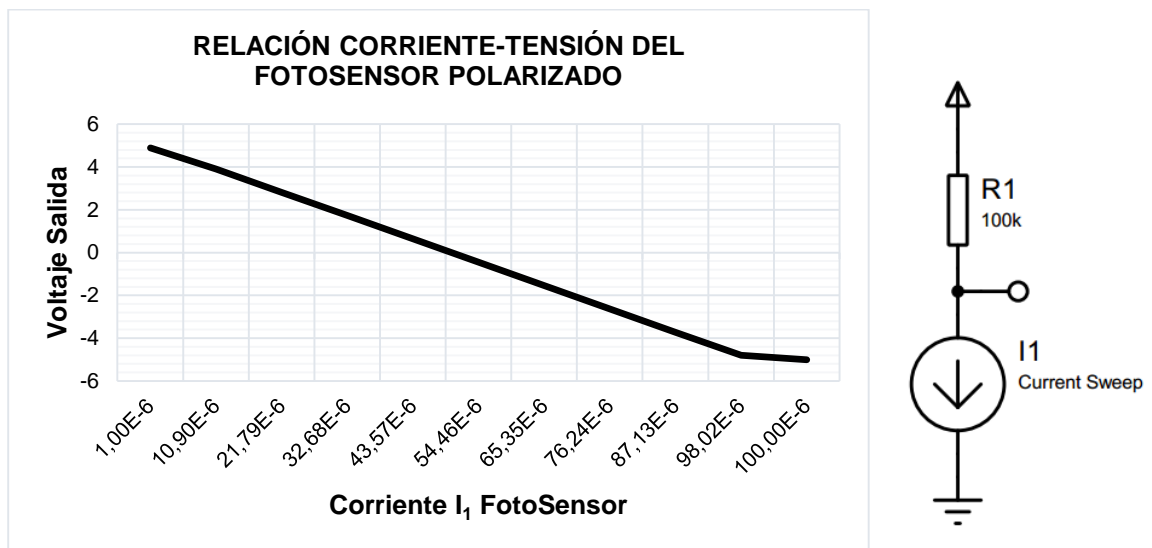
$$V_o = 5 - 100.000I_f$$

Para corroborar lo dicho anteriormente se procede a realizar una simulación de la topología usada asumiendo como base principal que el fotosensor se comporta como una fuente de corriente, teniendo los siguientes resultados:

Tabla 2. Corriente fotosensor vs voltaje de salida.

Corriente (If) [uA]	1,0	10,9	21,8	32,7	43,6	54,5	65,4	76,2	87,1	98,0	100,0
Vo [V]	4,9	3,9	2,8	1,7	0,6	-0,4	-1,5	-2,6	-3,7	-4,8	-5,0

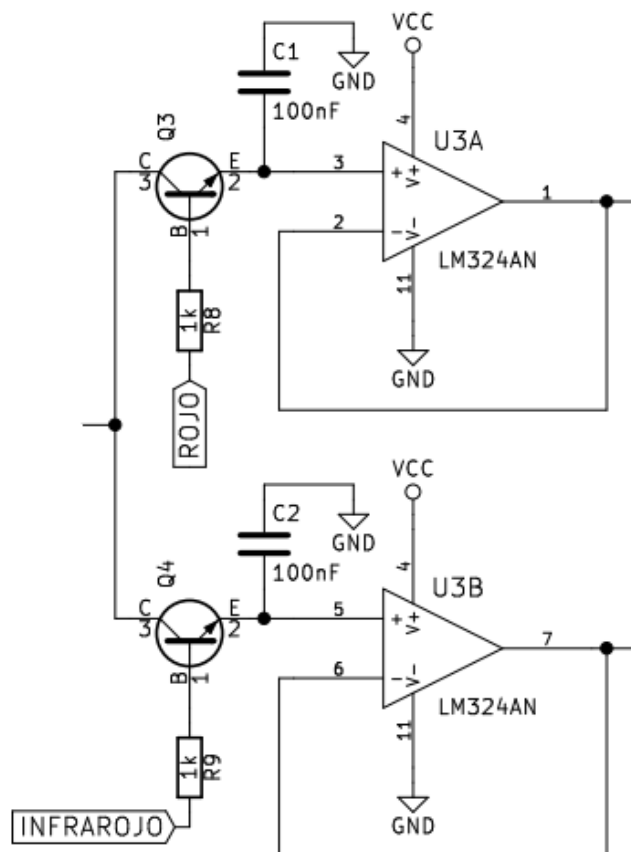
Figura 14. Simulación polarización fotosensor.



Como se observa en la *Figura 14*, el circuito se comporta de manera adecuada. Para posteriores etapas del diseño hay que tener en cuenta que hay posibles valores negativos en la tensión de salida (*ver Tabla 2*), además que el sistema de alimentación es de fuente simple.

2.1.3. Demultiplexación Y Circuito *Sample And Hold*. Luego de haber adquirido la señal del fotosensor, el paso a seguir es la demultiplexación, debido a que la señal adquirida posee las componentes tanto de la luz roja como de la luz infrarroja. Para esto se usarán las mismas señales de control asignadas para la multiplexación. El circuito diseñado consta de dos transistores los cuales actuaran en la demultiplexación y en serie a ellos se usará un circuito de sostenimiento, el cual mantendrá la señal cuando el transistor este inactivo, es decir, cuando este, esté en estado lógico bajo. Este circuito es conocido como *Sample And Hold* (muestreo y retención).

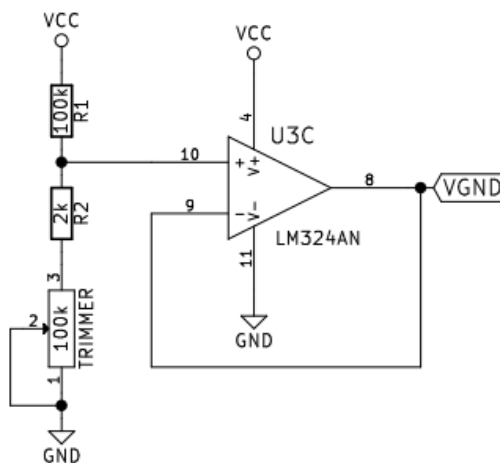
Figura 15. Demultiplexación (circuito *sample and hold*).



Como se observa en la *Figura 15* la entrada recorre dos pads de señal los cuales son switcheados por transistores bipolares a partir de las señales de control llamadas ROJO, e INFRARROJO, que son las mismas usadas en la multiplexación (ver *Figura 9*), con lo que se garantiza el sincronismo del sistema y la recuperación de las señales. De igual forma se observa de manera continua el circuito de sostenimiento para cada una de las señales a tratar.

2.1.4. Tierra Virtual. Para dar solución al posible problema de valores negativos en la transducción, se optó por generar una tierra o referencia virtual. El concepto se basa en crear un punto de referencia diferente a cero Volts [V], con el fin de ubicar la señal sobre un nivel de DC, dándole posibilidad a que existan variaciones tanto por encima de dicha referencia como por debajo, caso que no sería posible con una referencia en cero, ya que serían variaciones negativas inexistentes para una fuente de alimentación simple. Para el diseño, se usa un trimmer (potenciómetro fino) para calibrar el nivel de DC. Para este caso ese ajusta para tener un nivel equivalente a 2.5 [V] aproximadamente, siendo este, un punto medio para evitar saturación. A partir de esta sección la tierra virtual se conocerá como V_{GND} (Virtual Ground).

Figura 16. Tierra virtual.



Ecuación 6. Tierra virtual

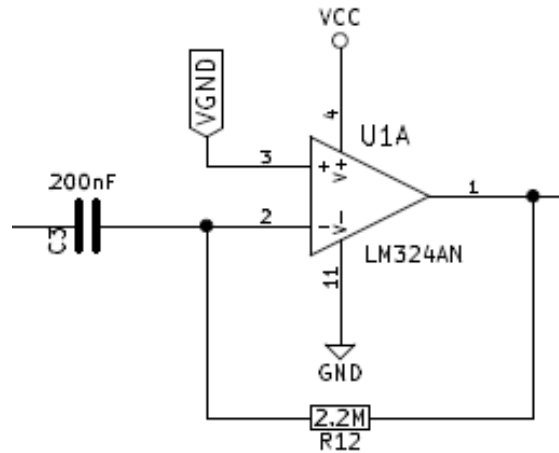
$$V_{GND} = \frac{5 \times (2000 + R_{Trimmer})}{100.000 + 2000 + R_{Trimmer}}$$

El circuito de la *Figura 16* se basa en un divisor resistivo y un buffer (seguidor de tensión) para acople de señal. Asumiendo que para el diseño se optará por la mitad del voltaje de alimentación, para este caso 2.5[V], el trimmer tendría que tener un valor aproximado de 100kΩ, es decir, su valor máximo, por lo que es posible disminuir el nivel de DC disminuyendo el valor de dicho trimmer hasta un valor mínimo de aprox. 0.1[V].

2.1.5. Pre-Amplificación. Toda etapa analógica descrita a continuación usa el amplificador operacional LM324, ya que este permite alimentación simple, bajo costo y posee encapsulados que contienen hasta cuatro OPAMS en un mismo integrado. Cabe resaltar que lo ideal para este tipo de aplicaciones, las cuales requieren alta fiabilidad, precisión y alto rechazo al ruido, lo ideal es usar un amplificador de instrumentación tales como el AD620 o el INA128P (ideales para aplicaciones en ingeniería biomédica), pero este tipo de dispositivos pueden llegar a ser 24 veces más costosos que amplificadores operacionales convencionales, tales como el seleccionado, por lo que se propuso como objetivo, el unir las buenas características con las que cuenta este amplificador y un correcto diseño para así obtener un dispositivo con muy buenas prestaciones, fiabilidad y sobre todo bajo costo.

A partir de esta sección se analizará solo uno de los dos pads de señal, debido a que las dos señales adquiridas deben mantener la misma proporción para un cálculo correcto de la saturación de oxígeno. Tan pronto se obtiene una señal de tensión, es necesario hacerla pasar por una etapa de amplificación, para así tener valores más manipulables.

Figura 17. Circuito de pre-amplificación.



Se inicia el diseño del circuito con un acople en pequeña señal, es decir, un capacitor en serie con el pad de señal, esto con el fin de que actué como filtro pasa altas y elimine cualquier tipo de componente DC externa al diseño, que pueda llegar a saturar el sistema. A continuación, se necesitaba amplificar la señal, por lo que en principio se pensó en una configuración de amplificador no inversor, pero al realizar dicho análisis en conjunto con el capacitor de acople, se llegó a la conclusión que se formaba una topología de amplificador derivador. Este permite que, a cambios rápidos en la señal de entrada, mayor será la amplitud de la señal de salida. Aunque este no es el caso, ya que como es una señal biomédica, no es posible que existan dichos cambios abruptos en la frecuencia, por lo que no habría derivación de forma directa. La ganancia de este amplificador está dada por:

Ecuación 7. Ganancia pre-amplificador.

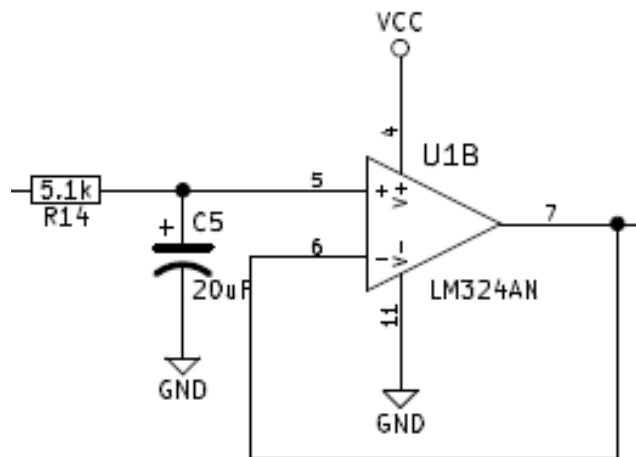
$$G = (2\pi f)R_{12}C_3 \cong 2,8f$$

Tomando como base que una persona adulta sana posee valores de frecuencia cardiaca de aprox. entre 60 y 80 pulsaciones por segundo equivalente a 1.2 Hz aprox. Se obtiene una ganancia de pre-amplificación promedio de 3.5 [V/V].

2.1.6. Filtrado De Bajas Frecuencias. Como se mencionó anteriormente el rango de frecuencias en el que se trabaja la saturación de oxígeno es dependiente del rango de frecuencia del ritmo cardiaco, por lo que este puede llegar a estar entre 0.5 y 3 Hz dependiendo del estado de salud del paciente.

El ruido es una de las consideraciones más críticas a tener en cuenta, específicamente el producido por la red eléctrica (60Hz). Debido a esto se realiza un filtro con una frecuencia de corte de 1.5 Hz, con el fin, de reducirlo drásticamente, sin embargo, se tiene en cuenta que, al usar esta frecuencia de corte, se pueden llegar a eliminar algunas componentes en frecuencia, lo que repercute en la señal de interés. Teniendo en cuenta lo anteriormente mencionado, se decide por diseñar un filtro de primer orden (debido a su pendiente de 20db/Dec) para que la atenuación no sea tan agresiva y no elimine las componentes que están entre 1.5 y 3 Hz.

Figura 18. Circuito filtro pasabajas de primer orden.



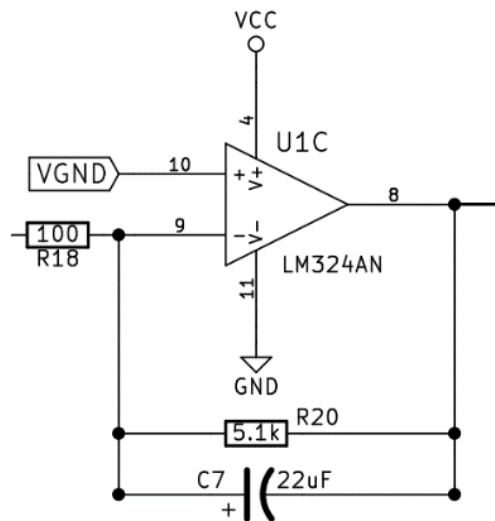
Ecuación 8. Frecuencia de corte filtro pasabajas de primer orden.

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_{14} C_5}$$

$$F_c = 1,5603 \text{ Hz}$$

2.1.7. Filtrado Y Amplificación Final. El objetivo de esta etapa es la implementación de un filtro que permita la eliminación total del ruido, dando como resultado una señal más estable. A su vez realizar una amplificación final, para así, tener mayor tamaño de señal antes de la adquisición final por microcontrolador.

Figura 19. Filtrado y amplificación final.



Se diseña el circuito mostrado en la *Figura 19* para la implementación del filtro activo pasabajas y la amplificación final. En primera instancia se tiene un filtro con frecuencia de corte de 4.019 Hz, la cual está dada por la *Ecuación 10*. La ganancia del amplificador final es de aprox. 50[V/V], con el fin de tener una amplificación total del sistema de 180 [V/V].

2.2. SONDA

La sonda está identificada como parte fundamental de un equipo de oximetría. Para la realización previa del circuito de adquisición y las pruebas pertinentes, se realizó una sonda de oximetría de manera artesanal (*ver Figura 20*), dicha sonda se construyó en base a la referencia NELLCOR DS-100A (*ver Figura 21*), la cual es implementada para el dispositivo final. Su conector es el estándar DB9 y posee la siguiente distribución de pines:

Tabla 3. Configuración de conexión de la sonda NELLCOR DS-100A.

# PIN	CONEXIÓN	COLOR
1	-	-
2	LED 1	ROJO
3	LED 2	AMARILLO
4	-	-
5	Pin A Fototransistor	VERDE
6	-	-
7	GND	NEGRO
8	-	-
9	Pin B Fototransistor	BLANCO

Figura 20. Diseño artesanal de sonda de oximetría.

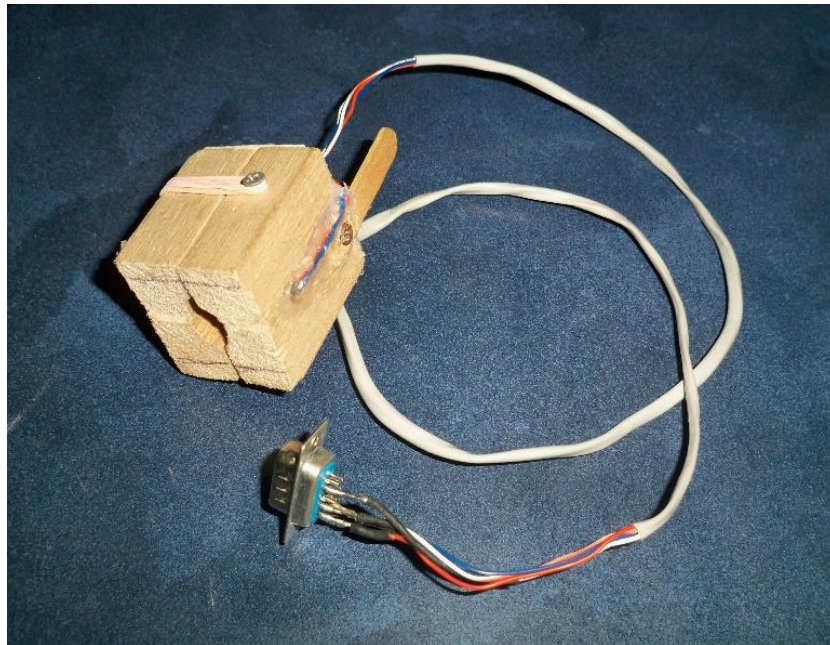


Figura 21. Sonda NELLCOR DS-100A.



2.3. MICROCONTROLADOR

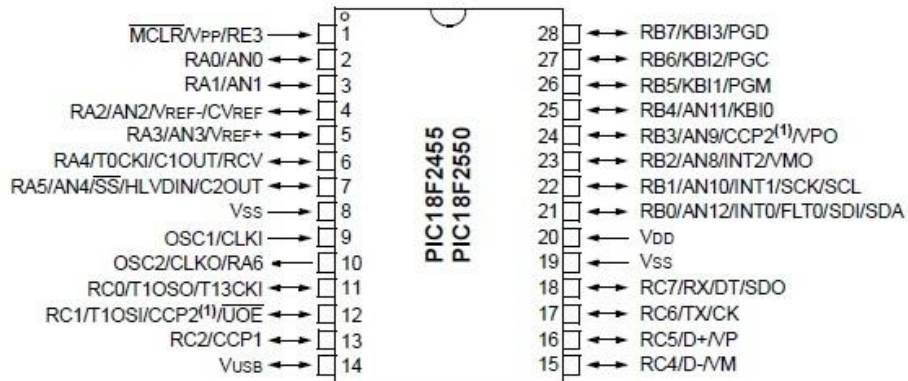
2.3.1. Selección Del Microcontrolador. Luego de la adquisición y adecuación de la señal pletismográfica, se procede a la digitalización y su posterior envío de datos hacia el computador. Esta sección tiene como objetivo la descripción y funcionamiento del microcontrolador como dispositivo base para la comunicación y control del sistema. Para ello se dio a la tarea de buscar un microcontrolador que tuviera los siguientes periféricos:

- ✓ Conversor A/D (Análogo-Digital) de mínimo dos canales y resolución de 10bits.
- ✓ Comunicación USB directa.
- ✓ GPIO (Entradas y salidas de propósito general, mínimo 2).

Teniendo en cuenta dichas características, se seleccionó el PIC18F2550 de gama alta de la familia de los microcontroladores de 8 bits del fabricante MICROCHIP, ya

que cumple con los requerimientos necesarios, a su vez, es un microcontrolador muy popular y ampliamente usado para la conexión de dispositivos electrónicos debido a la incorporación nativa de conexión USB y bajo costo.

Figura 22. Microcontrolador de comunicación.

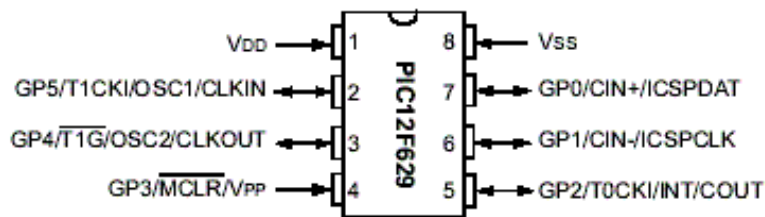


Fuente: Hoja de datos PIC18F2550.

No se optó ocupar este microcontrolador para otras tareas, ya que se priorizó la comunicación entre el sistema de adquisición y el computador. Por consiguiente, se requirió el uso de otro microcontrolador para la implementación de las señales de control, tanto del multiplexado de los LEDs, como de las acciones relacionadas a sonidos del dispositivo tales como alarmas y latidos. El microcontrolador secundario usado fue el PIC12F629, de gama baja de la familia de los microcontroladores de 8 bits del fabricante MICROCHIP dado que cumple las siguientes características:

- ✓ Microcontrolador de propósito general.
- ✓ Económico.
- ✓ Timers (Temporizadores).
- ✓ Interrupciones Externas.
- ✓ GPIO (Entradas y salidas de propósito general, mínimo 3).

Figura 23. Microcontrolador de control.



Fuente: Hoja de datos PIC12F629.

El microcontrolador PIC18F, cuenta con tres modos de conexión USB los cuales aplican el protocolo de comunicación USB 2.0, tales como: a) CDC (Communication Device Class) también conocido como “*Virtual Serial Port*”, b) HID (Human Interface Device) y c) Bulk Transfer. A consecuencia de esto se debe seleccionar el método más conveniente para la comunicación de los datos. En primera instancia se descartó el modo CDC, ya que este genera un puerto serial virtual (también conocido como puerto COM), el cual puede llegar a cambiar su numeración (ej: COM3, COM11, COM7) con respecto a la ubicación del puerto USB donde se conecte el dispositivo, lo cual puede llegar a confundir al usuario. El modo de conexión seleccionado es el HID, ya que posee la ventaja de no necesitar controladores (drivers) a diferencia de tipo Bulk, a su vez, posee la ventaja de configurar un identificador del dispositivo, es decir, un nombre con el cual va a ser identificado por el computador.

2.3.2. Generación De Señales. Para la generación de las señales de control (roja e infrarroja), se usa una técnica llamada interrupción interna por desbordamiento de contadores. Dicha técnica consta del uso de los temporizadores internos (timers) y de la bandera (flag) de desbordamiento asociada a dichos timers.

El objetivo de usar esta técnica es generar las señales cuadradas vistas en la *Figura 9* de la sección 6.1.1, sin la necesidad de usar las rutinas de retardos

convencionales (delays), ya que, al usarlas, pueden llegar a perder la simetría de las señales, debido a que el procesador consume más tiempo al realizar otras tareas, perdiendo así la sincronización deseada.

El retardo por interrupciones está dado por la siguiente ecuación:

Ecuación 9. *Delay* por interrupciones.

$$t_{delay} = \frac{4}{f_{CLK}} \times Prescaler \times Cont_{MAX} \times T$$

$$t_{delay} = T_{Proc} \times Prescaler \times Cont_{MAX} \times T$$

Donde:

t_{delay} : Tiempo del retardo por interrupciones. (1ms)

T_{Proc} : Ciclo de máquina del procesador.

F_{CLK} : Frecuencia reloj. (Reloj interno de 4MHz).

Prescaler: Escala de frecuencia.

$Cont_{MAX}$: Conteo máximo antes de desbordamiento.

T: Contador auxiliar.

Debido a que este es un microcontrolador de 8 bits, el contador puede llegar a hasta un valor máximo de 256 antes de desbordarse. Dicho esto, la variable $Cont_{MAX}$ tendría un valor de 256, por consideraciones de diseño, este será de 250; por lo que el valor inicial del contador deberá ser 6 para que esto se cumpla. Además de esto, se debe considerar que con un único desbordamiento del contador no es suficiente para cumplir con el retardo necesario de 1ms, por lo que se usa un contador auxiliar (variable T), quien cuenta las veces que se ha desbordado el contador. Remplazando en la Ecuación 10 y despejando el valor del contador tenemos qué:

$$t_{delay} = 1ms = (1\mu s \times 1 \times 250 \times T)$$

$$T = 4$$

En conclusión, el procesador realiza interrupciones internas cada 1ms. En dicha rutina de interrupción se hará el cambio lógico de dos puertos de salida, señales roja e infrarroja respectivamente, es decir, bascularán los niveles lógicos de cada señal cada vez que haya una nueva interrupción, generando así, las señales de control de los LEDs, sin necesidad del uso de rutinas de retardos convencionales y dejando libre la función principal de procesador para otras funciones.

2.3.3. Digitalización Y Transmisión USB. La digitalización de las señales se hace a través del conversor analógico-digital del PIC18F. Cabe resaltar que la trama de comunicación del protocolo USB 2.0 es de 64 bytes de datos, es decir, posee 64 espacios de datos, cada uno de 8bits. Esto conlleva a una incompatibilidad entre la resolución del conversor AD (10bits) y el espacio en la trama designado a los datos (8 bits). Para dar solución a dicho problema, se envían los datos de la conversión en dos espacios de trama diferente, en primer lugar, se envía la parte alta del registro donde está almacenada la conversión, esta corresponde a los bits 9 y 8, y por último se envían los bits restantes, es decir, los primeros 8 bit. Mediante LabVIEW se reconstruirá la totalidad del registro. La programación de cada uno de los microcontroladores se realizó mediante la demo del compilador mikroC PRO for PIC. Para mayor detalle en la forma y composición del código en lenguaje C/C++, ver Anexo E.

2.4. DISEÑO DE LA TARJETA PRINCIPAL

Para la implementación del circuito impreso se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones:

- ✓ La alimentación de los circuitos, tanto para la parte de adquisición y envío de datos, como para la adecuación de la señal, se derivan de los 5 volts ofrecidos por la conexión USB y no de ninguna alimentación externa.
- ✓ Los conectores USB y DB9 (Sonda) se ubican lo más cerca posible a los bordes de la placa y en posición contraria, esto con el fin de permitir una libre manipulación de los cables de conexión USB y de la sonda de oximetría.
- ✓ Implementación de planos de tierra, además de la inclusión de capacitores de desacoplamiento en los terminales de alimentación de los circuitos integrados usados, esto con el fin de mejorar la respuesta al ruido. A su vez, el uso de seguidores de tensión (Buffers) a la entrada de los conversores A/D del microcontrolador para el acople de impedancias y aumentar la relación de rechazo en modo común (CMRR).
- ✓ Indicadores lumínicos para identificar el estado actual del proceso. Circuito energizado (LED Rojo), transmisión de datos (LED Amarillo), y conexión USB exitosa (LED Verde).

El diseño de la tarjeta fue realizado mediante el software CadSoft EAGLE versión 7.3.0 Freeware (gratuita), y es presentado en el Anexo F.

Mediante la implementación y pruebas del dispositivo, se diseñaron diferentes prototipos antes de llegar a una versión final. Estas primeras versiones fueron realizadas en su primera versión con elementos de inserción convencionales y en

su segunda versión con elementos de montaje superficial. Ambos diseños fueron realizados de manera artesanal como se observan a continuación:

Figura 24. Tarjeta de adquisición versión 1.

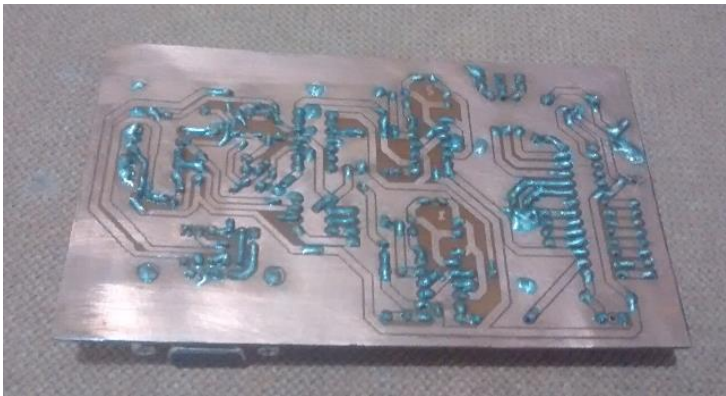
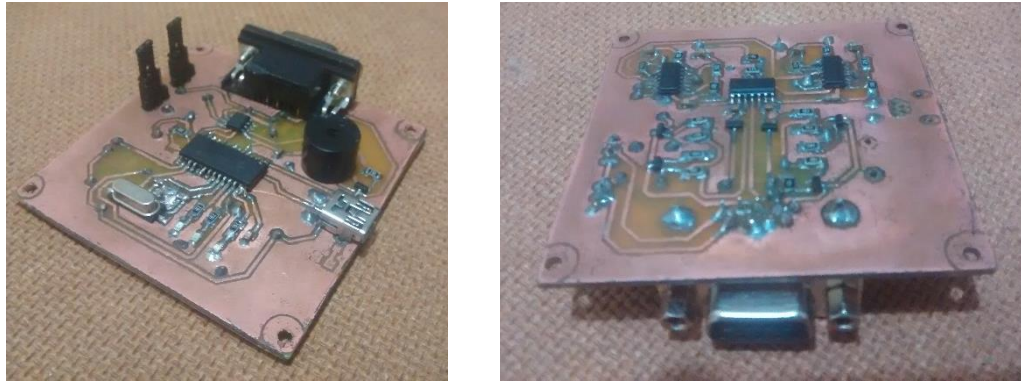
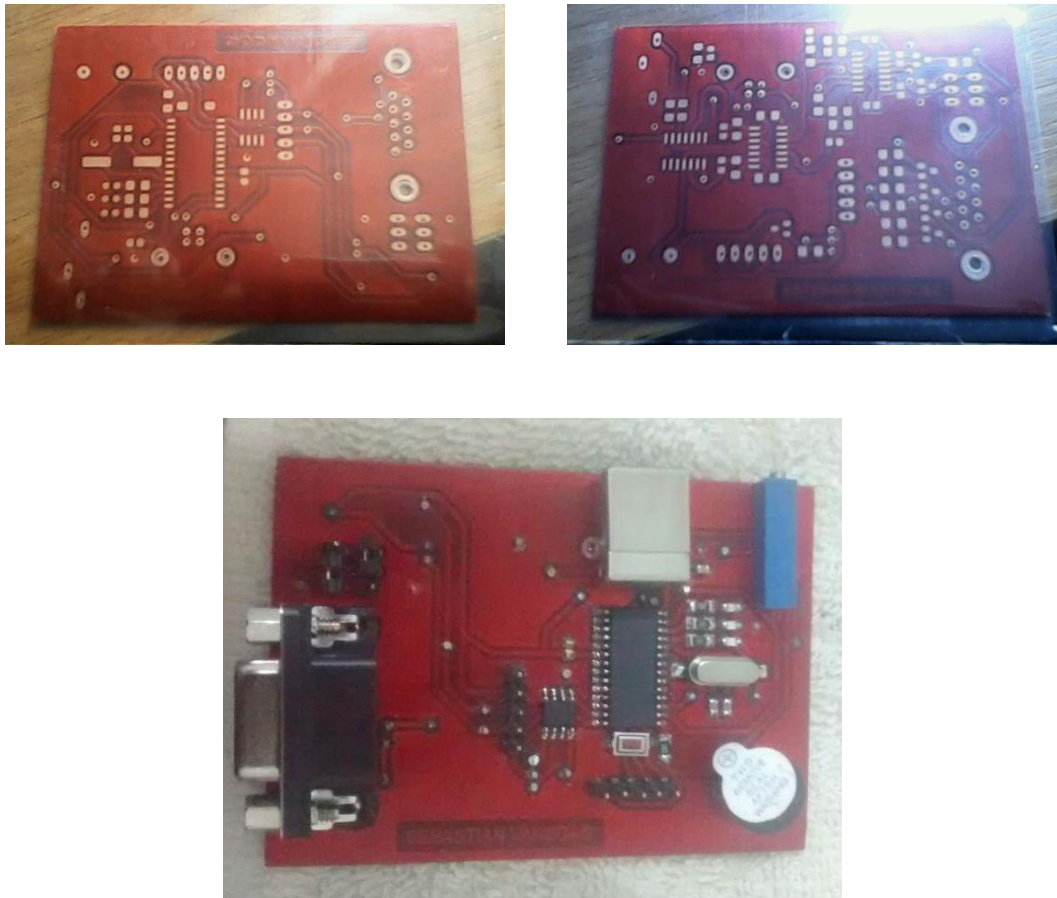


Figura 25. Tarjeta de adquisición versión 2.



2.5. PRESENTACIÓN FINAL DEL DISPOSITIVO

Figura 26. Tarjeta de adquisición versión final.



3. INTERFAZ GRAFICA

3.1. INTRODUCCIÓN A LabVIEW

LabVIEW, es una plataforma de instrumentación virtual basada en un entorno de desarrollo gráfico (programación gráfica) para el diseño de sistemas de control y automatización, instrumentación, simulación científica entre otros. Esta plataforma (software), fue creada en la década de los 80 por la multinacional National Instruments con soporte inicialmente para el sistema operativo MAC, pero en la actualidad presenta soportes para otros sistemas como Linux, y Windows. LabVIEW posee diversos campos de aplicación entre los cuales los más usados son:

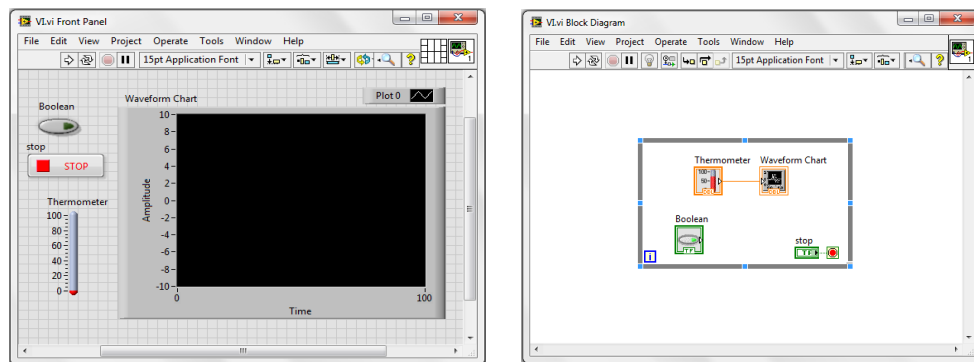
- ✓ Automatización.
- ✓ Aplicaciones biomédicas.
- ✓ Procesamiento digital de señales.
- ✓ Control industrial de procesos.
- ✓ Monitoreo y adquisición de datos.
- ✓ Sistemas de comunicaciones.

Al programar con LabVIEW se evita la utilización de líneas de código que en un ámbito profesional tienden a ser un poco extensas y complejas en su sintaxis, lo que lo hace un sistema mucho más versátil en comparación con otros sistemas de desarrollo como C/C++ o BASIC. Su programación se realiza a través de iconos (bloques que representan una tarea o funcionalidad específica) ligados entre ellos por medio de hilos o cables, los cuales indican la dirección del flujo de los datos, facilitando el trabajo del programador, ya que la abstracción de dicho lenguaje lo hace mucho más intuitivo. [26]

3.1.1. Instrumentos Virtuales. Son los programas generados con LabVIEW, también llamados VI's (por su nombre en inglés Virtual Instruments). Estos programas son llamados de esta forma debido a la analogía que representan tanto su comportamiento como su apariencia al simular instrumentos físicos, tales como multímetros, osciloscopios, generadores de señales, analizadores de espectros, etc. Cada VI está compuesto de la siguiente forma:

- ✓ Panel Frontal: Interface gráfica con el usuario.
- ✓ Diagrama De Bloques: Código fuente.
- ✓ Icono & Conector: Identificación del VI.

Figura 27. Pantalla principal en labview.



a) *Panel Frontal*

b) *Diagrama de bloques.*

Cabe resaltar que un VI necesita de un icono y un conector únicamente cuando se desea usar dentro de otro VI. La relación entre un VI y otro VI de menor categoría jerárquica (SubVI), es la equivalente a una función o subrutina en otros lenguajes de programación. [27]. Las principales ventajas del desarrollo de rutinas con SubVI's son la modularidad del diseño, lo cual lo hace mucho más sencillo de representar y genera de manera implícita, un entendimiento a grandes rasgos de su funcionamiento, además de que facilita la eliminación de posibles errores debido a la abstracción del diseño y por sobre todo la descomposición por SubVI's a

diferencia de un desarrollo continuo requiere menos memoria, lo que hace que el sistema sea mucho más eficiente.

3.1.2. Toolkits. Traducido como juego de herramientas. Como su nombre lo indica, son un conjunto de herramientas extras proporcionadas por National Instruments con el fin de ampliar la capacidad de desarrollo de los diseños a implementar. “Estos juegos de herramientas agregan bibliotecas de funciones, Vis, asistentes interactivos, ejemplos, utilidades y documentos a la instalación previa de NI LabVIEW” [28]. Los Toolkits usados en el diseño de la interfaz fueron:

- ✓ Database Connectivity Toolkit: Enlace con bases de datos MS Access y MySQL.
- ✓ Report Generation Toolkit: Manipulación y creación de documentos tales como Word y Excel para la generación de reportes.

3.1.3. NI-VISA. Arquitectura del software del instrumento virtual (VISA), Es un estándar desarrollado por National Instruments para la configuración, programación y comunicación de dispositivos (Hardware) compatibles con interfaces GPIB, VXI, PXI, Serie, Ethernet, o USB, y LabVIEW (Software). VISA proporciona a la interfaz de programación bibliotecas, VI's y programas de configuración para el desarrollo aplicaciones con hardware tanto propios como externos. [29]

3.2. DISEÑO

En esta sección se detallará la forma de programación usada para el desarrollo de la interfaz gráfica. Para dar inicio al diseño, se tuvo en cuenta las funcionalidades que este debería tener:

- ✓ Adquisición y adecuación de datos transmitidos desde el microcontrolador PIC18F.
- ✓ Interfaz para monitoreo continuo de la señal pletismográfica.
- ✓ Tabulado de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno en función del tiempo.

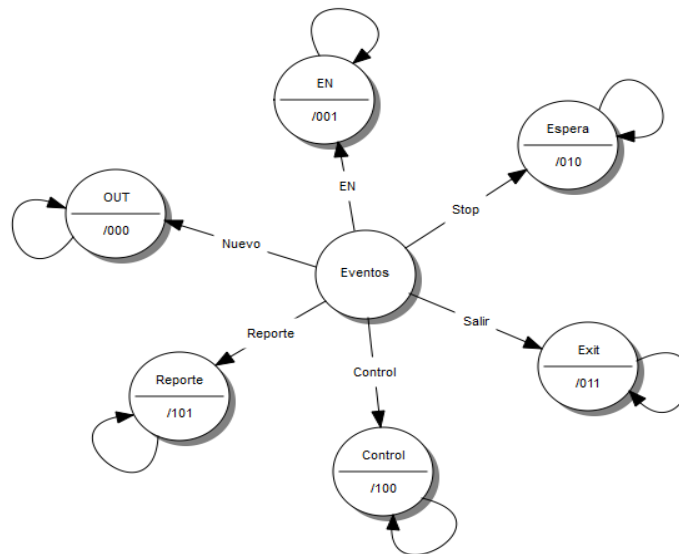
- ✓ Generación de reportes a partir de registros históricos.
- ✓ Almacenamiento de datos personales del paciente en base datos.
- ✓ Gráfico de tendencias y análisis estadístico.
- ✓ Gráfico de variabilidad de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

A la hora de desarrollar cualquier tipo de aplicación basada en LabVIEW, se debe tener claridad del tipo de estructura que se va a usar y sobre todo las características técnicas (hardware del computador) donde vaya a ser usada la aplicación, ya que de esta depende su óptimo desempeño. La mala elección de la estructura de programa conlleva a la mala ejecución del mismo, ya que aumentará el consumo de memoria (RAM) para poder suplir de manera correcta las acciones dadas. La mala utilización de la programación en paralelo, es un claro ejemplo del desconocimiento de las limitantes que posee el hardware en función de las altas posibilidades que posee la programación en LabVIEW. Este tipo de programación depende estrictamente del hardware que se disponga, ya que cada proceso en paralelo supone de manera directa y proporcional del uso de núcleos del procesador, es decir, si se realizan dos procesos en paralelo, como mínimo se necesitaran dos núcleos del procesador para suplir esta necesidad; lo que conlleva a que el programador tenga en cuenta dicha limitante a la hora de desarrollar el diseño, de lo contrario disminuirá el rendimiento de la aplicación para poder compensar la carencia de dicho hardware.

Teniendo en cuenta estas dos características esenciales para el comienzo de un buen diseño en LabVIEW, se determinó el uso de programación por estructura de eventos, ya que esta evita lo que se conoce como programación por consulta constante o *Polling* y la programación secuencial.

3.2.1. Máquina De Eventos. Para entender el desarrollo del diseño, hay que tener en cuenta que el concepto de máquina de evento no existe en la literatura, por lo que es una expresión utilizada para la representación de la forma en que se comporta la estructura realizada. En primera instancia se utiliza el término de máquina de eventos ya que compone dos conceptos utilizados en ella como lo es, el de máquina de estados y lo que se denomina estructura de eventos. La programación convencional está formada principalmente por sistemas secuenciales o también llamados estructurales, el cual posee un orden de ejecución determinado por el programador o desarrollador. A diferencia de este tipo de programación la estructura dirigida por eventos se enfatiza en no tener un orden fijo del flujo de ejecución del programa y da al usuario la oportunidad de ser el quien determine dicho proceso. Esta estructura posee dos actores principales, en primer lugar, los estados, quienes realizarán las acciones principales del sistema y en segundo los eventos, quienes dirigirán el flujo del programa. En la siguiente figura se puede observar un diagrama simbólico del comportamiento de la máquina de eventos realizada.

Figura 28. Bosquejo funcionamiento de la máquina de eventos.



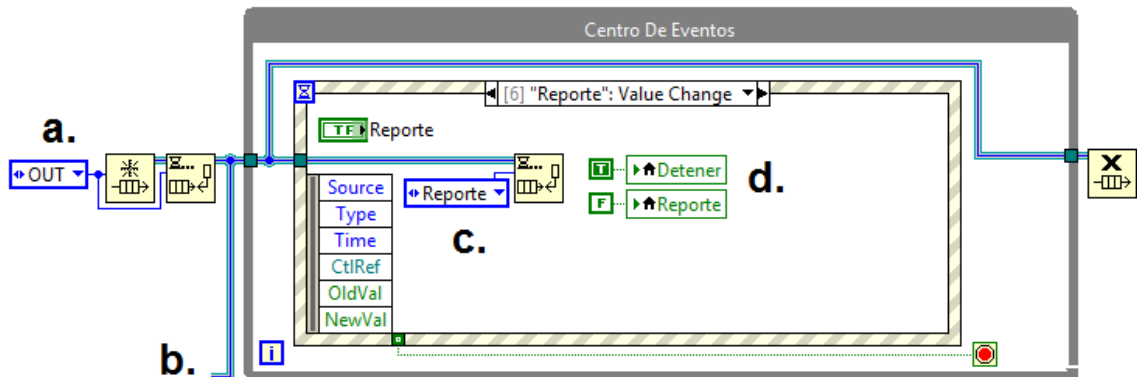
En el centro de la *Figura 28* se encuentra lo que se denominó “*Centro De Eventos*”, quien se encarga de reaccionar ante cualquiera de los eventos y administrarlos. Cabe resaltar que solo es posible realizar una acción a la vez, como si de una máquina de estados se tratase. Luego de haber determinado que un evento se ha realizado, este direcciona el flujo del programa al estado relacionado con dicho evento. En caso de que otro evento entre en acción, el centro de eventos cambiará al estado correspondiente. Teniendo en cuenta que el sistema no diferencia si el estado terminó o no la acción que lleva a cabo, hay que realizar rutinas para que de manera directa o indirecta el sistema no deje procesos incompletos.

Tabla 4. Resumen contenido máquina de eventos.

TIPO DE EVENTO	ACTUADOR DEL EVENTO (BOTÓN)	SEÑAL	ESTADO	ACCIÓN
Cambio de valor (<i>Value Change</i>)	Inicio	EN	EN	Iniciar el programa principal: Adquisición de datos, visualización de la onda pletismográfica, cálculo de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno, entre otras.
	Detener	Stop	Espera	Detener la adquisición de datos conservando los datos hasta la próxima ejecución, es decir, detener el programa principal.
	Salir	Salir	<i>Exit</i>	Cerrar la ejecución de todo el programa.

	Calibración	Control	Control	Abrir el subprograma de visualización avanzada de la adquisición de datos.
	Reporte	Reporte	Reporte	Detiene todo ejecución presente y genera un reporte con los datos presentes.
	Nuevo	Nuevo	OUT	Detiene toda ejecución y borra todo dato obtenido. Reinicia el sistema para el ingreso de un nuevo paciente.

Figura 29. Representación gráfica del centro de eventos en LabVIEW.













En la *Figura 29* se puede observar la representación del centro de eventos realizada en LabVIEW, específicamente el evento “Reporte”. Para el diseño de esta estructura hay cuatro componentes principales, siendo estos:



- a. Definición de los estados: Listado de los estados que componen el sistema.
- b. Lazo de función a los estados: Lazo en el cual va la información al controlador de estados para que cambie en función de la información del centro de eventos.
- c. Dirección de estados: Es quien genera la dirección al estado al cual se debe ir.
- d. Rutinas de control: Son acciones que se realizan dentro del centro de eventos previamente al cambio de estados, con el fin de configurar y ajustar parámetros que garantizar la ejecución completa de la acción actual y la transición del estado actual a otro.

3.2.2. SUBVI'S. Para un mejor orden y desarrollo de la rutina de programación en diagramas de bloques, se optó por jerarquizar funcionalidades y agruparlas mediante los llamados SubVI's, de esta manera se tiene un bosquejo más claro de la funcionalidad del sistema. A continuación, se puede ver una breve descripción de los VI's diseñados:

Tabla 5. Descripción Subvi's

NOMBRE	ICONO / SUBVI	DESCRIPCIÓN
<i>AJUSTES</i>		Permite la configuración de alarmas, AutoScroll, tasa de refresco del panel de tendencias y activación de sonidos como alarmas y latidos.
<i>TABULADO</i>		Genera la tabla ubicada en el panel frontal, la cual almacena un histórico de la frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno, fecha y hora de los datos.
<i>AUTOSCROLL</i>		Encargado de generar el movimiento de la tabla mientras esta se va llenando, posibilita la visualización de los datos a medida de que pase el tiempo.

<i>RECONSTRUCCIÓN DE SEÑAL</i>		Al adquirir los datos por el bloque principal estos están en formato digital, es decir, poseen valores de 0 a 1023 (resolución de 10 bits del conversor A/D), este bloque permite la conversión de dichos datos individuales en una forma de onda en función del periodo de muestro para así poder usar bloques funcionales nativos de LabVIEW.
<i>LATIDOS</i>		Transformar la duración de un pulso cardiaco en impulsos. Dicha señal generada es usada para la generación de sonido relacionada con los latidos.
<i>ABRIR BASE DE DATOS</i>		Rutina necesaria para poder acceder, consultar y escribir en la base de datos.
<i>CONSULTAR BASE DE DATOS</i>		Permite la consulta y recuperación de datos del usuario a través de su número de identidad tales como nombre, apellido, edad, EPS, tipo de sangre y sexo.
<i>ESCRIBIR SOBRE BASE DE DATOS</i>		Bloque al que se accede cuando la consulta no es exitosa, es decir, el numero ingresado no está en la base de datos. De manera inmediata pregunta al usuario los datos del paciente para ingresarlos a la base de datos.
<i>BLOQUEO POR CONTRASEÑA</i>		Evita la ejecución normal del programa mediante contraseña. Dicha ejecución continuara al validar la contraseña continuamente.
<i>MONITOREO AVANZADO</i>		Interfaz generada para el monitoreo continuo de la ejecución del programa al que el usuario final no tiene acceso y que no es de su total comprensión como lo son la variación de los valores digitales en función de la ejecución del programa, máximos y mínimos, gráficas de saturación de oxigeno proveniente de los diodos rojo e infrarrojo, obtención y visualización de pulsos de la frecuencia cardiaca, observación de la variación del radio normalizado, entre otras.

<p style="text-align: center;"><i>REPORTE</i></p>		<p>Genera las hojas de Excel que componen el reporte final, como lo es la hoja con todo el historio de la tabla de saturación y frecuencia cardiaca, y la hoja de gráficas, donde se observa la variación de dichos signos vitales en función del tiempo.</p>
<p style="text-align: center;"><i>TEMPORIZACIÓN</i></p>		<p>Permite variar el intervalo de obtención de los signos vitales, es decir, cada cuanto se estarán midiendo dichos factores.</p>

3.2.3. Estados. El aspecto más importante en el diseño de una aplicación basada en LabVIEW es sin lugar a duda, la estructura de cómo se comportará dicho sistema y cómo será el flujo del programa. Dichos aspectos se tuvieron en cuenta y se detallaron en la *Sección 7.2.1*, sin embargo, esto es solo el cuerpo del programa, por lo que los estados que componen dicha estructura son el alma de este, ya que estos serán quienes efectúen las acciones principales. A continuación, se detallarán de manera clara cada uno de los estados que componen el sistema.

3.2.3.1. En. Estado principal y más importante, ya que es el encargado de la adquisición y tratamiento de los datos. Entre otras funciones están: cálculo de la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno, almacenamiento y tabulado del histórico de dichos datos, visualización de la forma de onda característica de la saturación de oxígeno (onda pletismográfica), control de alarmas, filtrado de señales y cálculo de estadísticas. SubVI's usados: *Temporización, Ajustes, Tabulado, AutoScroll, Reconstrucción de señal y Latidos*.

3.2.3.2. Exit. Estado que permite el cierre total de la aplicación. SubVI's usados: *Ninguno*.

3.2.3.3. Espera. Estado de “*Stand-By*” (pausa), detiene la ejecución del programa principal con el fin de observar con detalle la tabla histórica de los signos vitales. Es posible continuar con la adquisición de datos del paciente actual si se ejecuta la acción correspondiente ya que conserva todos los datos obtenidos hasta dicho momento. En este estado no se realiza ningún tipo de cálculo u acción en específico. SubVI's usados: *Ninguno*.

3.2.3.4. Out. Estado que se ejecuta de manera inmediata al iniciar la aplicación, ya que contiene tres acciones de suma importancia, la primera de ellas es el reconocimiento de conexión del dispositivo, es decir, detecta si el dispositivo está conectado o no; en segunda instancia está la manipulación de la base de datos y por último la configuración inmediata de alarmas, sonidos y otro tipo de indicadores. Además, de manera similar al estado de *Espera*, detiene la ejecución del programa principal (si este se está ejecutando), con el fin exclusivo del ingreso de un nuevo paciente, en consecuencia, borra todo tipo de datos almacenados, a su vez de configuraciones previamente hechas. SubVI's usados: *Ajustes, Abrir base de datos (dentro de este SubVI se usó: Consultar base de datos, Escribir base de datos)*.

3.2.3.5. Control. Estado que controla el acceso (por contraseña) a opciones avanzadas. SubVI's usados: *Bloqueo por contraseña y Monitoreo avanzado*.

3.2.3.6. Reporte. Como su nombre lo indica, es el estado que controla la generación de reportes a partir de los datos almacenados en la tabla histórica. SubVI's usados: *Reporte*.

Para mayor detalle de la programación en diagrama de bloques de cada uno de los estados ver Anexo D.

3.3. PRESENTACIÓN FINAL DE LA INTERFAZ GRÁFICA

Figura 30. Interfaz gráfica: panel inicial.

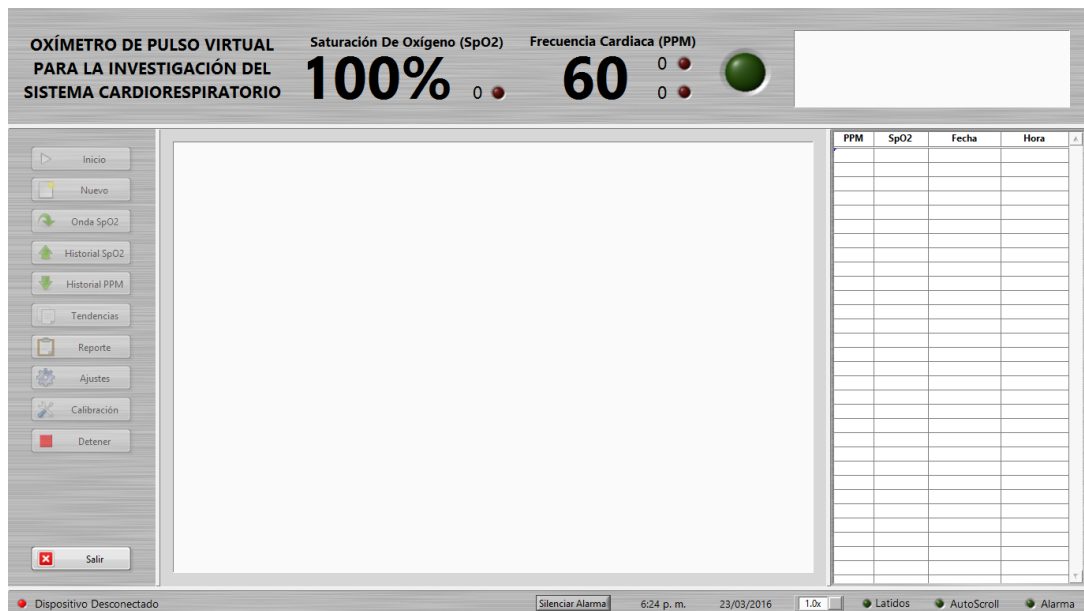


Figura 31. Interfaz gráfica: en ejecución.

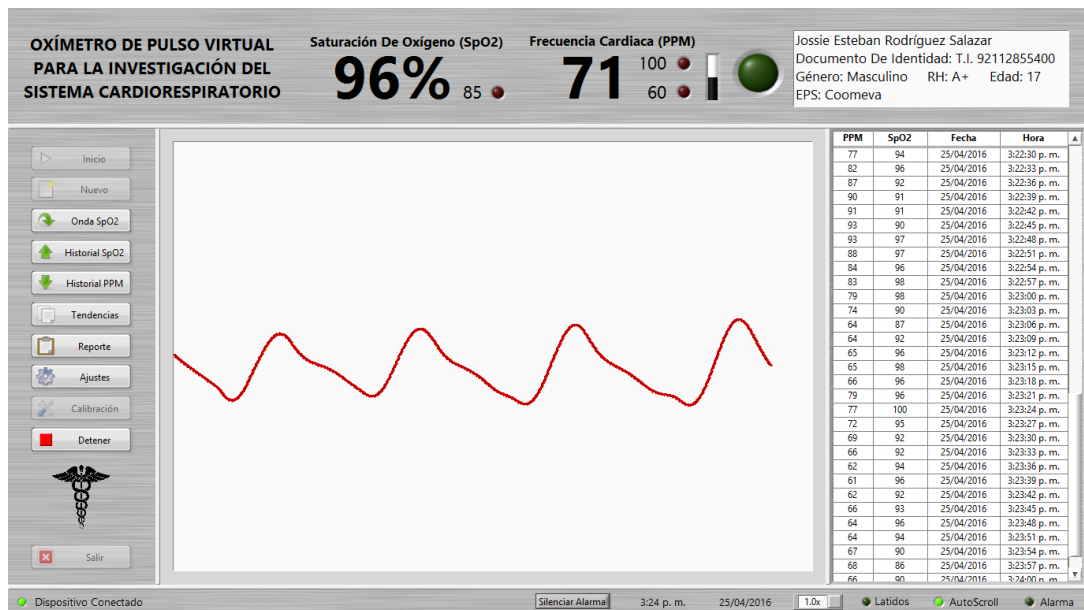


Figura 32. Interfaz gráfica: historial spo2.

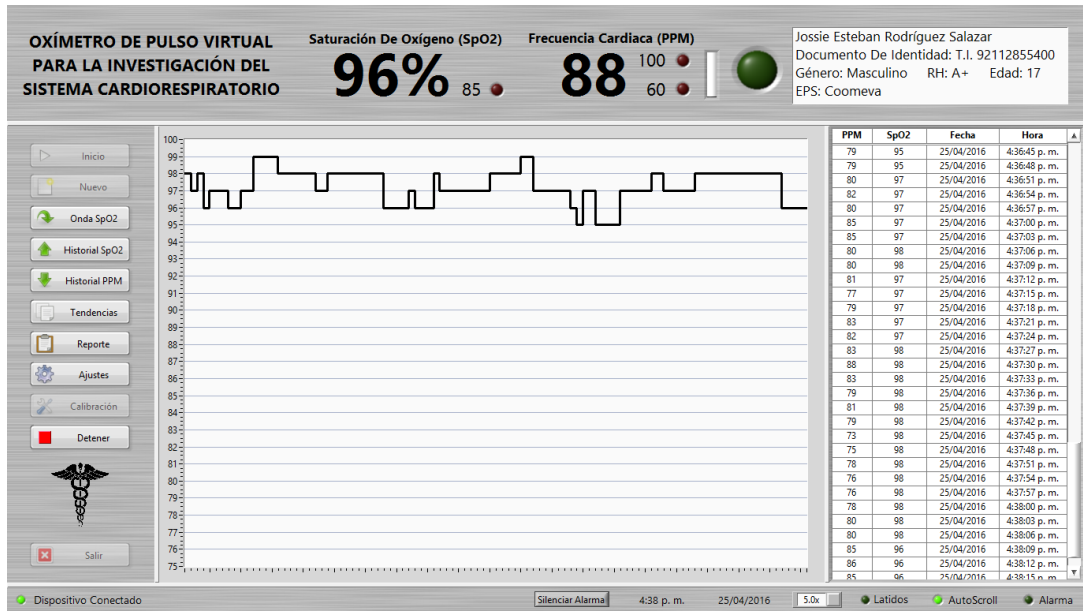


Figura 33. Interfaz gráfica: historial frecuencia cardíaca.

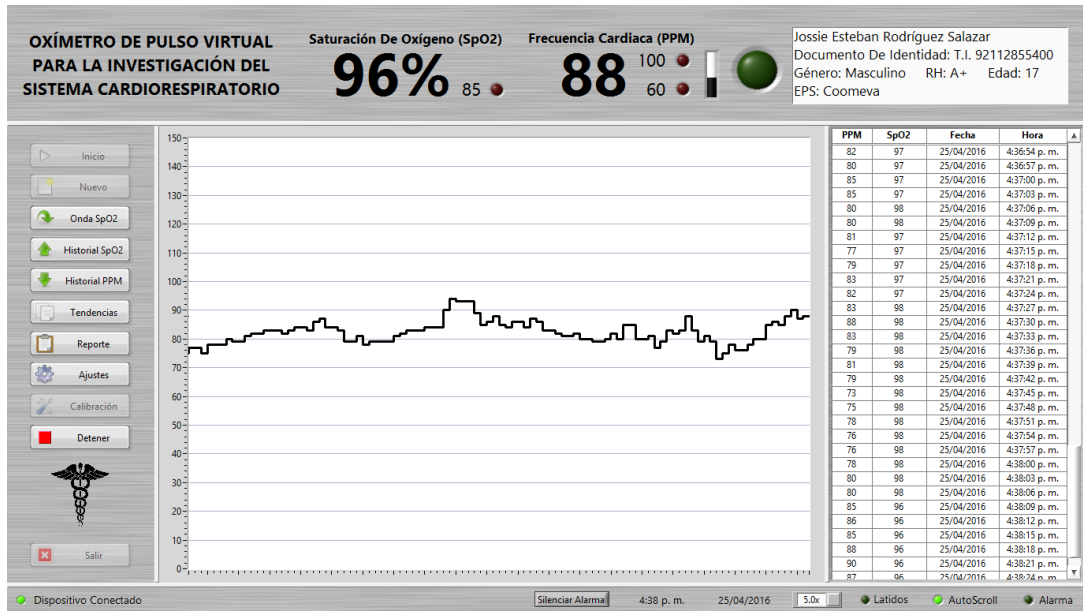
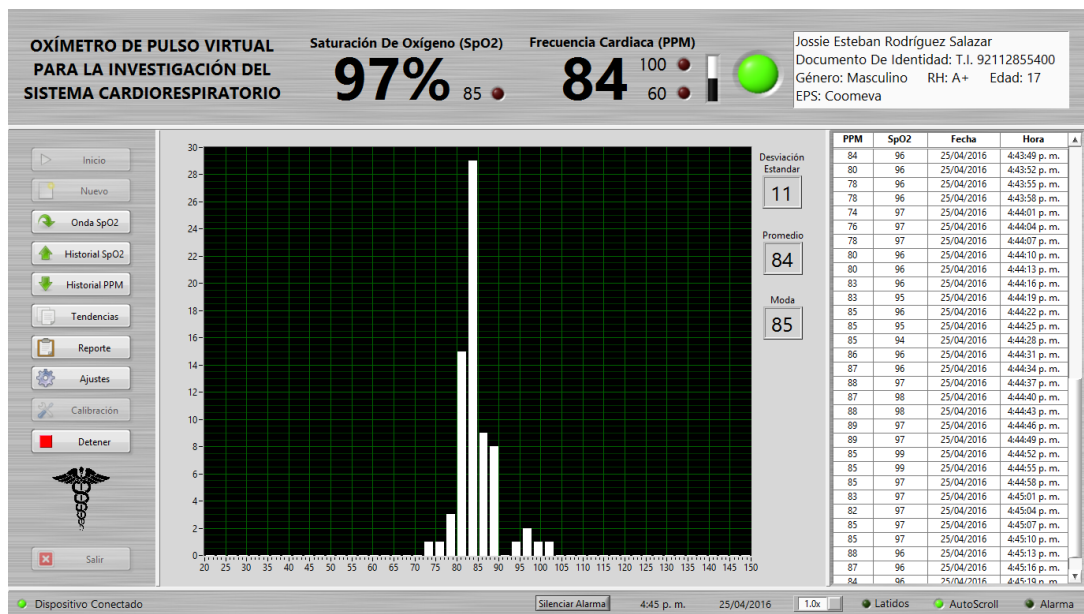


Figura 34. Interfaz gráfica: tendencias.



En los Anexos G y H, se puede observar la guía de usuario y el manual técnico respectivamente, en los cuales se observa de manera detallada las funciones y el modo de uso de la interfaz gráfica.

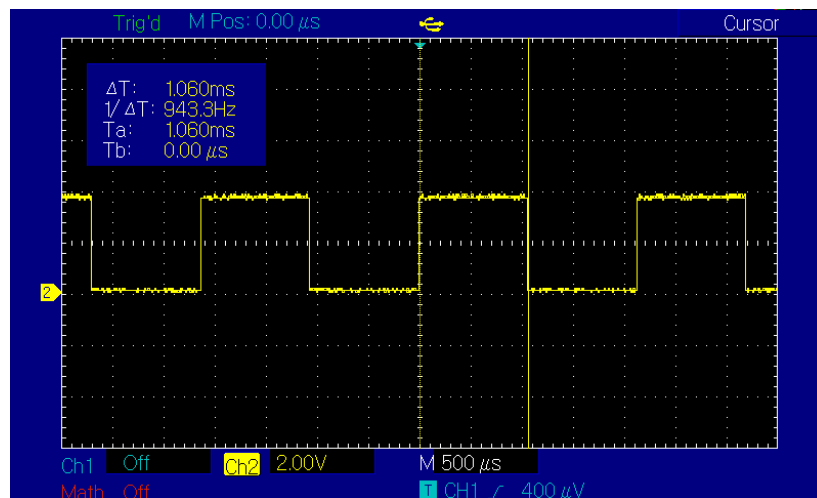
4. IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS

4.1. PRUEBAS DE LABORATORIO

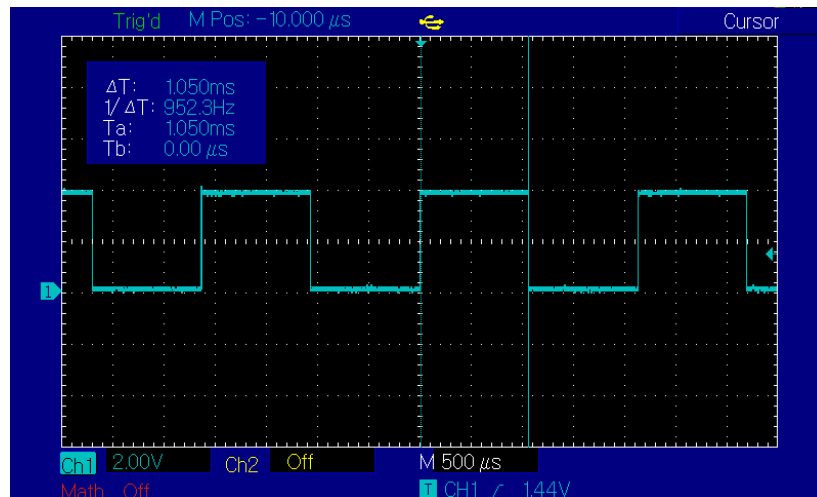
Para corroborar el correcto funcionamiento del dispositivo, se recurrió a realizar pruebas de laboratorio haciendo uso del osciloscopio para la verificación de las señales planteadas en el diseño teórico, a su vez, ver la forma de onda de la señal pletismográfica.

En primera instancia se verificará las señales de control referentes a la multiplexación, las cuales deben tener un tiempo en nivel lógico alto de 1ms y un periodo de 2ms. A su vez estas señales deben estar retrasadas una de la otra en 1ms, para que estén en niveles lógicos opuestos.

Figura 35. Medición en escala de tiempo de las señales de control.



a) SEÑAL DE CONTROL LED ROJO.



b) SEÑAL DE CONTROL LED INFRARROJO.

Las señales generadas por el microcontrolador para el control de la multiplexación del encendido de los LED, correspondiente a las planteadas en el diseño, puesto que el tiempo en nivel lógico alto de cada una de las señales ronda aproximadamente el valor de 1ms, específicamente, 1.060ms para el LED rojo (Figura 35, a) y 1.050ms para el LED infrarrojo (Figura 35, b).

Figura 36. Superposición de las señales de control.

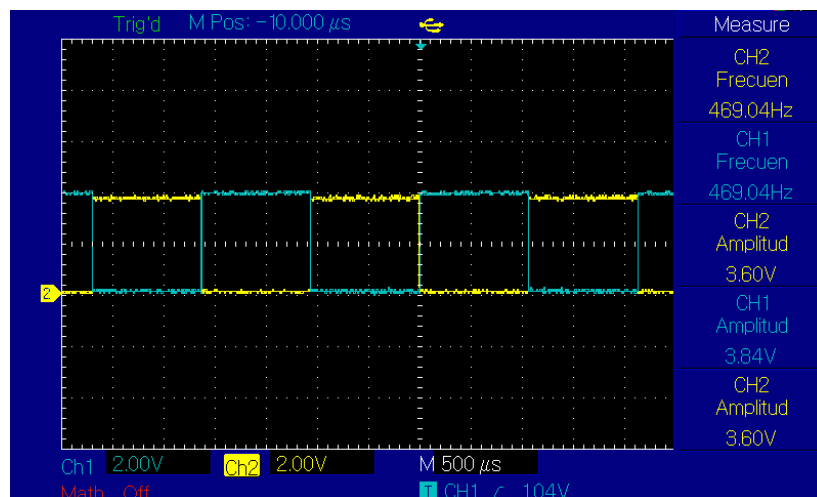


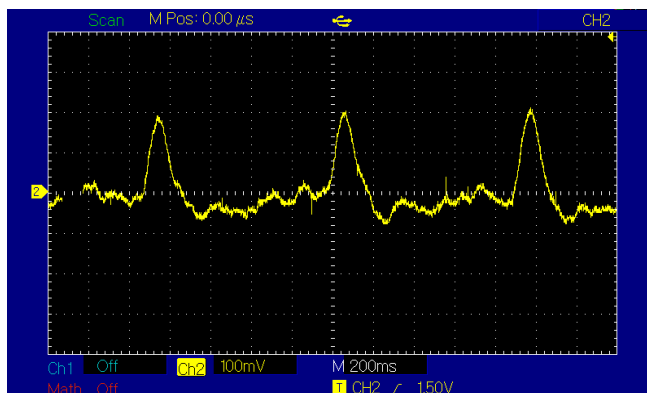
Figura 37. Mediciones detalladas del osciloscopio.

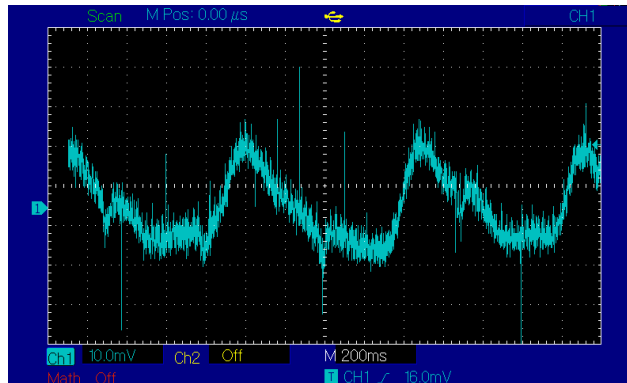
Frecuen	469.04Hz	Media	1.84V
Período	2.13ms	Pk-Pk	4.12V
Subida	10.00 μ s	RMS	2.46V
Bajada	10.00 μ s	Topo	3.60V
+Anchura	1.07ms	Base	-40.00mV
-Anchura	1.06ms	Medio	1.76V
Overshoot	6.6%	Max	3.84V
Preshoot	6.6%	Min	-280.00mV
+Duty	50.2%	Amplitud	3.64V
-Duty	49.8%		Press <F5> to close

En la *Figura 37*, se puede observar que la frecuencia de las señales es de 469 Hz lo que equivale a un periodo 2.13 ms, lo que indica que las señales son acordes a las planteadas. Asimismo, se puede evidenciar que, al superponer ambas señales, no ocurre ningún solapamiento, evidenciando un correcto funcionamiento.

Luego de corroborar las señales de control de la multiplexación, se procede a medir la señal de salida de la etapa de adecuación, dicha señal corresponde a la onda pletismográfica referente tanto a la incidencia de la luz roja como a la infrarroja.

Figura 38. Señal pletismográfica resultante de la adecuación de señal.





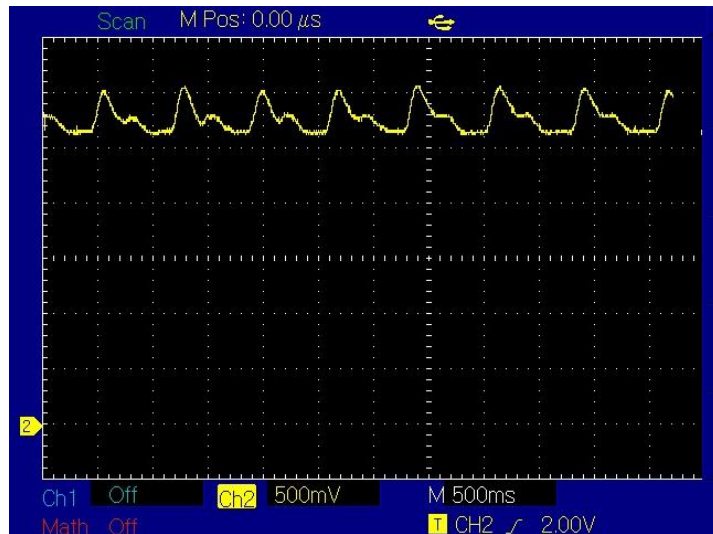
a) ONDA INFRARROJA (Amarillo)

b) ONDA ROJA (Azul).

La forma de las ondas resultantes corresponde de manera coherente a las esperadas y esto se ve evidenciado en la onda de la luz infrarroja (*Figura 38, a*), debido a que es mucho más clara y posee mayor amplitud (escalas en el osciloscopio, 100mV/cuadro para la infrarroja y 10mV/cuadro para la roja), esto ocurre debido a que los tejidos en el dedo tienden a absorber más la emisión de luz roja, permitiendo mayor paso de luz infrarroja, dando como resultado una amplitud mayor en la forma de onda. Por otra parte, la onda correspondiente a la luz roja (*Figura 38, b*) posee un poco de ruido, debido a que su adquisición es un poco sensible a aspectos como grosor y color de piel del paciente, debido a lo mencionado anteriormente; aunque esto no es inconveniente, ya que se usará un filtro digital mediante LabVIEW para eliminar dicho ruido.

Por último, se corrobora el comportamiento de la tierra virtual (V_{GND}). Como se observa en la *Figura 39*, la señal aproximadamente está “centrada” en una referencia de 2.5V. Esta se puede comprobar mediante la escala de voltaje (500mV/cuadro), ya que la señal está ubicada aproximadamente a cinco cuadros por encima de la referencia, dando como resultados 2.5V, valor para el que fue diseñado inicialmente (*ver Sección 6.1.4*).

Figura 39. Señal pletismográfica sin acople ac en el osciloscopio.



4.2. CALIBRACIÓN

La calibración del dispositivo está basada en dos etapas relacionadas directamente con cada uno de los signos vitales en cuestión (saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca).

Para el cálculo de la saturación de oxígeno era necesario encontrar una ecuación característica que relacionara la razón del radio normalizado(R) y un valor de saturación de oxígeno. Para esto se usó un instrumento patrón, en este caso fue el oxímetro de dedo PC-60B del fabricante Shenzhen Creative Industry Co. La dinámica de la prueba consistía en tomar el valor de la saturación dada por el oxímetro comercial, y los valores de radio normalizado dados por el dispositivo, con el fin de tabularlos y encontrar una relación entre ellos. Los resultados fueron los siguientes:

La tabla dispuesta en el Anexo A, es el resultado de varias tomas de saturación de oxígeno basadas en tres diferentes pacientes y alternando la ubicación de los dedos

de los mismos entre tomas, de tal manera que sea posible contemplar diferentes aspectos en la medición y así, obtener mejor resultado, ya que, al poseer mayor rango de variabilidad, la calibración es mucho más precisa. Cabe resaltar que los datos fueron reorganizados para poder ver una tendencia entre ellos.

Figura 40. Resultados y tendencias de la prueba de calibración de spo₂.

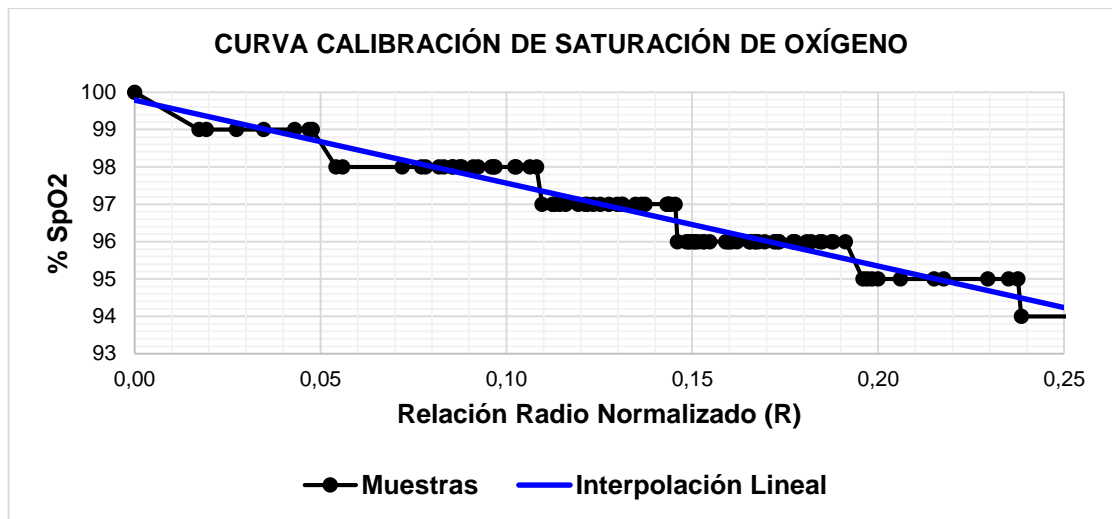
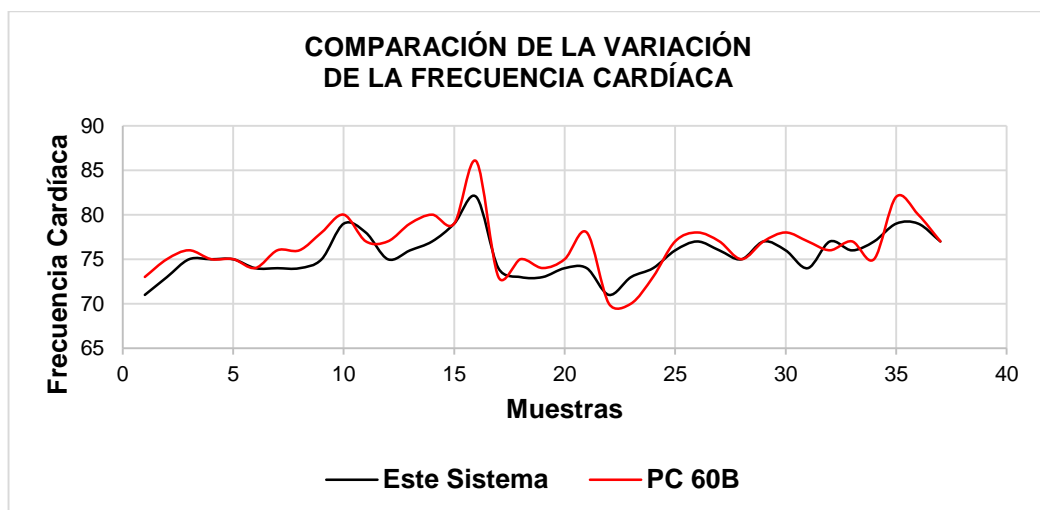


Figura 41. Comparación frecuencia cardíaca de instrumento patrón vs. Sistema de oximetría LabVIEW.



De la *Figura 40* se llega a la conclusión, de que efectivamente existe una relación entre el radio normalizado y la saturación de oxígeno, tal cual se esperaba. Aun así, se puede observar que los datos tienden a ser escalados (en forma de escalera), esto se debe a que el instrumento patrón solo posee valores enteros de saturación de oxígeno por lo no existen valores intermedios. Teniendo en cuenta estos datos, se realiza una aproximación lineal, denotada en color azul en la *Figura 40*; la ecuación característica está dada por la siguiente expresión:

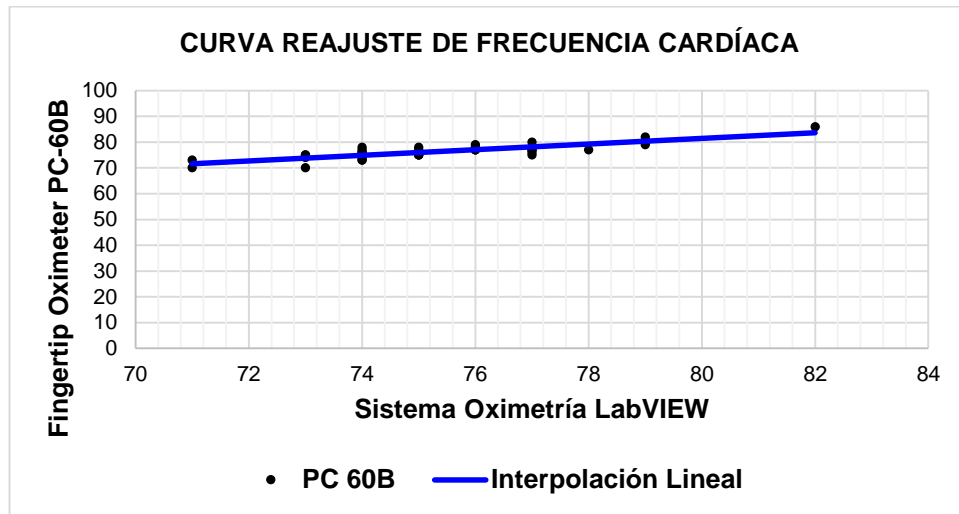
Ecuación 10. Cálculo saturación de oxígeno.

$$SpO_2 = -22,216R + 99,785 [\%]$$

A diferencia de la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca ya es calculada mediante un algoritmo en LabVIEW, puesto que en principio es necesario corroborar si dichos valores corresponden a los valores reales. Para esto, se hicieron mediciones continuas tanto con el instrumento patrón (oxímetro PC-60B), como con el sistema en LabVIEW, en función del tiempo, dando los siguientes resultados:

Analizando los datos de la tabla dispuesta en el Anexo B, se puede observar que existen variaciones muy pequeñas entre las dos mediciones, en promedio ± 2 (como se evidencia en la *Figura 41*), lo que indica que el sistema está muy cerca del valor exacto. Teniendo en cuenta esto, se procede a calcular una ecuación que tenga como variable independiente el valor de la frecuencia dada por el sistema en LabVIEW, con el fin de ajustar dicho valor a uno más exacto, dicha ecuación es calculada por aproximación línea entre los datos obtenidos mediante LabVIEW y los obtenidos por el dispositivo patrón.

Figura 42. Resultados y tendencias de la prueba de frecuencia cardíaca.



Ecuación 11. Reajuste frecuencia cardíaca.

$$F_C = 1,0939F_{LabVIEW} - 6,1148 [PPM]$$

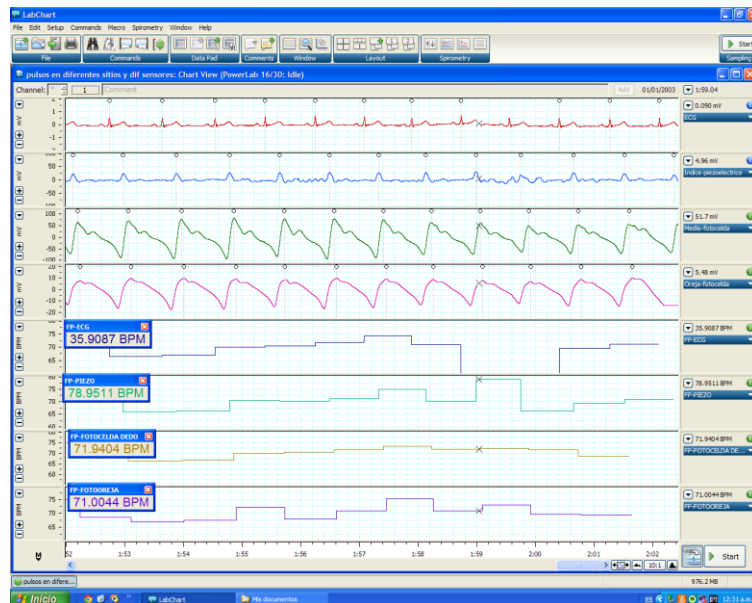
4.3. VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO

Posterior a la calibración del dispositivo se realizaron pruebas para validar y corroborar el correcto funcionamiento del mismo. Para ello se usó el PowerLab 16/30 (ver Anexo C), dispositivo de adquisición de datos especializado en señales biomédicas, el cual se encuentra en el laboratorio de cardiopatía de la facultad de salud de la universidad industrial de Santander.

La versión del PowerLab con la que cuenta la universidad posee los módulos de registro de datos por pulsometría y por electrocardiográfica. Teniendo en cuenta esto, se realiza el registro de dichas señales con el fin de obtener la frecuencia cardíaca mediante PowerLab (instrumento patrón) y mediante el dispositivo diseñado, para así obtener la exactitud del dispositivo y corroborar el correcto

funcionamiento del sistema. La adquisición de las señales se realizó a una frecuencia de muestreo de 500Hz, ya que es la misma tasa de muestreo usada por nuestro dispositivo. Mediante LabChart (software de adquisición de PowerLab) se realizó el registro y cálculo de la frecuencia cardíaca del instrumento patrón, ver Anexo C. LabChart guarda el registro de las señales en función del tiempo, estos datos son exportadas en un documento tipo texto para posteriormente ser insertados a la rutina de LabVIEW encargada del cálculo de la frecuencia cardíaca, emulando la medición de un paciente y así calcular la frecuencia cardíaca.

Figura 43. Adquisición de datos mediante PowerLab 16/30.



El término exactitud denota el grado de coincidencia del resultado de una medición en comparación con su valor verdadero o real. Este puede ser expresado a partir del error relativo, entre más cercano a cero, más exacto será la medición. En la *Tabla 6*, se puede evidenciar la frecuencia cardíaca calculada a partir de una misma función de datos en los dos dispositivos en cuestión, a su vez, se puede observar el error entre las mediciones y la diferencia entre ellas. Realizando un promedio del

error relativo, es posible estimar la exactitud del dispositivo, en este caso para el cálculo de la frecuencia cardíaca.

$$Exactitud_{Frec.Cardíaca} = 1,2\%$$

El termino de precisión denota la capacidad que posee un instrumento, en este caso, un dispositivo en arrojar un mismo resultado al realizar mediciones en iguales o semejantes condiciones. Teniendo en cuenta que, al realizar las mediciones en pacientes es imposible obtener una medición constante, por lo que se hace necesario el uso de un simulador de signos vitales, ya que con este es posible genera una señal constante en él tiempo. Debido a la dificultad de poder obtener uno de estos dispositivos, se dio a la tarea de expresar la precisión de manera empírica, es decir, basados en la definición anteriormente mencionada y en la *Tabla 7*, la cual fue generada a partir de las mediciones semejantes dadas en la *Tabla 6*.

Se tomaron intervalos de tres segundos entre mediciones, durante dos minutos, dando los siguientes resultados:

Tabla 6. Validación de la frecuencia cardíaca.

FRECUENCIA CARDÍACA				
Valor Real	Redondeo	Valor Medido	Error Relativo	Error Absoluto
64,49	64	66	2,3%	2
61,93	62	62	0,1%	0
62,79	63	63	0,3%	0
62,57	63	62	-0,9%	-1
59,57	60	61	2,4%	1
64,44	64	64	-0,7%	0
61,57	62	62	0,7%	0
61,18	61	60	-1,9%	-1
67,62	68	67	-0,9%	-1
71,66	72	72	0,5%	0
60,67	61	60	-1,1%	-1

61,96	62	61	-1,5%	-1
64,18	64	65	1,3%	1
71,73	72	72	0,4%	0
70,84	71	72	1,6%	1
58,10	58	59	1,5%	1
60,02	60	62	3,3%	2
66,65	67	66	-1,0%	-1
77,01	77	78	1,3%	1
61,09	61	62	1,5%	1
56,22	56	57	1,4%	1
64,99	65	65	0,0%	0
71,72	72	72	0,4%	0
63,37	63	63	-0,6%	0
63,82	64	64	0,3%	0
63,77	64	64	0,4%	0
68,08	68	69	1,4%	1
77,87	78	78	0,2%	0
67,50	68	68	0,7%	0
68,42	68	66	-3,5%	-2
66,27	66	67	1,1%	1
69,84	70	71	1,7%	1
73,96	74	74	0,1%	0
66,89	67	66	-1,3%	-1
67,49	67	67	-0,7%	0
70,56	71	70	-0,8%	-1
70,53	71	71	0,7%	0
74,03	74	75	1,3%	1
68,70	69	68	-1,0%	-1
64,34	64	64	-0,5%	0
65,56	66	66	0,7%	0

Tabla 7. Precisión de la frecuencia cardíaca.

Valor Real	Redondeo	Valor Medido	Error Absoluto
64,49	64	66	2
64,44	64	64	0
64,18	64	65	1
64,49	64	65	1
63,82	64	64	0
63,77	64	65	1
64,34	64	64	0

$$Presición_{Frec.Cardíaca} = \pm 2$$

Para la validación de la saturación de oxígeno, se usó como instrumento patrón, el oxímetro PC-60B del fabricante Shenzhen Creative Medical (ver Figura 44), ya que el dispositivo PowerLab con el que cuenta la universidad no posee el módulo de oximetría. De igual manera se tomaron valores durante un minuto con intervalos de entre segundos entre ellos.

Tabla 8. Validación de la saturación de oxígeno.

SATURACIÓN DE OXÍGENO			
Valor Real	Valor Medido	Error Relativo	Error Absoluto
96	97	-1,04%	-1
97	96	1,03%	1
97	97	0,00%	0
96	96	0,00%	0
95	97	-1,05%	-1
96	97	-1,04%	-1
95	96	-1,05%	-1
97	97	0,00%	0
96	96	0,00%	0
95	95	0,00%	0
94	95	-1,06%	-1
96	97	-1,04%	-1
97	97	0,00%	0
96	95	-1,04%	-1
95	95	0,00%	0
96	97	-1,04%	-1
98	98	0,00%	0
97	98	0,00%	0
95	94	1,05%	1
97	96	1,03%	1

Figura 44. Pulsioxímetro De Dedo PC-60B.



Fuente: Amazon.com, 2016. [30]

Tabla 9. Precisión de la saturación de oxígeno.

Valor Real	Valor Medido	Error Absoluto
95	96	1
	97	2
	95	0
	95	0
	94	-1
96	97	1
	95	-1
	97	1
	96	0
	97	1
	96	0
97	97	1
	96	-1
	97	0
	98	1
	97	0
	96	-1
	97	0

$$Precisión_{s_{pO_2}} = \pm 2$$

$$Exactitud_{s_{pO_2}} = 0,57\%$$

4.4. RESUMEN DE COSTOS

El presupuesto planteado en plan de proyecto estimaba gastos que abarcarían toda su realización. El proyecto final requirió los recursos materiales resumidos en la *Tabla 10*. Sin embargo, se resalta que algunos gastos no se tuvieron en cuenta como lo son los recursos humanos y los recursos de laboratorios electrónicos, herramientas, tiempo, entre otros.

Tabla 10. Costos materiales del proyecto.

CONCEPTO	VALOR
Componentes Electrónicos	\$90.000
Circuitos Impresos	\$70.000
Sonda Oximetría	\$80.000
Otros	\$50.000
TOTAL	\$290.000

A continuación, se detalla el costo real de fabricación de una de las tarjetas del prototipo de oximetría y se propone un precio que tendría a la hora de su comercialización, para así, realizar un comparativo acorde a la relación costo-beneficio que se podría dar al implementar este sistema en vez de otros dispositivos comerciales. Se debe aclarar que, a la hora de lanzar un producto al mercado, se realizan análisis detallados de costos, compras de productos al por mayor, entre otras operaciones administrativas y de gestión con el fin de encontrar el valor real del producto y abaratar su costo de fabricación para así, generar mayores ganancias. Para efectos de simplicidad y de estimación, se optó por tener un precio que genere el 50% de ganancias en función del costo de fabricación neto del dispositivo.

Tabla 11. Costos de la tarjeta principal.

DISPOSITIVO	VALOR	CANTIDAD	COSTO (COP)
Resistencias	34 Ω	2	\$ 90
	100 Ω	2	\$ 90
	1 k Ω	5	\$ 225
	2 k Ω	2	\$ 90
	5.1 k Ω	4	\$ 180
	5.6 k Ω	2	\$ 90
	10 k Ω	1	\$ 45
	100 k Ω	2	\$ 90
	1 M Ω	5	\$ 225
Capacitores	22 pF	2	\$ 100
	100 nF	4	\$ 300
	220 nF	2	\$ 100
	1 uF	1	\$ 75
	22 uF	4	\$ 400
Transistores	2N2222	5	\$ 365
	2N2907	2	\$ 246
Microcontrolador	PIC18F2550	1	\$ 18.200
	PIC12F629	1	\$ 2.900
Amplificador	LM324	3	\$ 1.950
Cristal	20 MHz	1	\$ 300
LED	Amarillo	1	\$ 150
	Rojo	1	\$ 225
	Verde	1	\$ 300
Potenci3metro	100 k Ω	1	\$ 500
Conector	DB9 Hembra	1	\$ 1.000
	DB9 Macho	1	\$ 1.000
	USB Tipo B	1	\$ 1.000
Pulsador		1	\$ 250
Headers		1	\$ 500
Cable USB		1	\$ 5.000
TOTAL		61	\$ 35.986

Tabla 12. Precio al consumidor del sistema de oximetría.

DESCRIPCIÓN	COSTO(COP)
Componentes	\$ 36.000
Fabricación Tarjeta (PCB)	\$ 25.000
Soldadura (Mano de obra)	\$ 20.000
Subtotal Fabr. Dispositivo	\$ 81.000
Sonda	\$ 80.000
TOTAL Sin Sonda	\$ 81.000
TOTAL Con Sonda	\$ 161.000
Utilidad 50% Fabricación	\$ 40.500
TOTAL Sin Sonda	\$ 121.500
TOTAL Con Sonda	\$ 201.500
Aprox. Precio Venta	\$ 200.000

4.5. COMPARACIÓN EQUIPO COMERCIAL VS. PROTOTIPO

Actualmente en el mercado se puede encontrar un amplio catálogo de modelos de pulsioximetría. Con el propósito de justificar la calidad del dispositivo implementado, se realiza una comparativa frente a dichos productos. Los criterios que se emplean para evidenciar las diferencias entre los equipos serán referentes al grado de funcionalidad, costo y precisión de medidas.

En la fase experimental ha sido posible comparar el sistema implementado con el modelo PC-60B de manera práctica. Se realizaron diferentes medidas en dos pacientes, por lo que ha sido posible contrastar el funcionamiento de ambos equipos, para así poder cuantificar la precisión del equipo implementado.

En los dispositivos consultados solo se contrastan a nivel de especificación técnica, donde se detalla que el intervalo de cobertura caracteriza a cada modelo. El costo de cada producto se halla a partir de los precios publicados en la web del proveedor, mientras que las especificaciones técnicas son consultadas de cada uno de sus manuales.

Tabla 13. Comparación del sistema con modelos comerciales.

DISPOSITIVO	CONTEC CMS65A	Mindray PM60	Masimo Radical - 7	CRATIVE MEDICAL PC-60B	Proyecto
Dimensiones [mm]	190 x 90 x 40	120 x 55 x 30	226 x 89 x 53	66 x 36 x 33	79 x 56 x 14
Precisión FC [ppm]	± 2	± 2	± 2	± 2	± 2
Precisión SpO ₂ [%]	± 2	± 1	± 2	± 2	± 2
Resolución FC [ppm]	± 1	± 1	± 1	± 1	± 1
Resolución SpO ₂ [%]	± 1	± 1	± 1	± 1	± 1
Soporte Baja Perfusión	Si	Si	Si	No	No
Conexión PC	No	Si	Si	No	Si
Costo [COP]	1'220,000	2'100,000	600.000	120.000	200.000

Se puede observar que el prototipo de oximetría de pulso presenta algunas características similares a las del resto de equipos. Su precio de adquisición es mucho menor en comparación con los dispositivos modulares (CONTEC CMS65A, Mindray PM60) y un precio similar a otros dispositivos. Siendo simplemente un prototipo, su grado de funcionalidad es muy similar a los dispositivos que se encuentran en el mercado, ya que también posee funciones como alarmas, almacenamiento en memoria, entre otras. Sin embargo, el sistema también posee una resolución y precisión de medición muy semejantes, parámetros altamente determinantes para estimar la calidad de un oxímetro de pulso. En la *Tabla 14* se realiza una comparativa de funciones que presenta el dispositivo de oximetría implementado, en relación a un equipo modular comercial, haciendo énfasis en algunas semejanzas y en valores agregados.

Tabla 14. Comparación de funcionalidades equipo comercial vs. Equipo implementado.

CARACTERÍSTICAS	DISPOSITIVOS		OBSERVACIONES DISPOSITIVO LabVIEW
	PROYECTO	MINDRAY PM 60	
Pacientes adultos, niños o neonatos.	-	Si	No se garantiza la precisión para pacientes neonatos.
Mediciones de constantes vitales en modo muestreo o continuo.	-	Si	Solo medición en modo continuo.
Pantalla LCD para visualización.	No	Si	Uso de computador y monitor externo para su visualización.
Alarmas audibles y visuales ajustables.	Si	Si	-
Memoria con almacenamiento de 96 horas de datos de tendencias.	-	Si	La memoria dada para el análisis de tendencias es "infinita", ya que el almacenamiento del dispositivo es el disco duro del computador donde sea usado.
Puede exportar los datos a un computador a través de la tecnología de infrarrojos.	No	Si	El dispositivo de forma nativa funciona a través del computador, por lo que los datos ya se tienen directamente en este.
Uso de baterías.	No	Si	Su funcionamiento es únicamente mediante el computador por lo que se alimenta directamente de él.
Configuración de modo de espera y cierre automático.	No	Si	Configuración totalmente manual.
Anexo de pacientes a una base de datos.	Si	No	Base de datos interna y no compartida.
Estadísticas de las constantes vitales.	Si	Si	-
Generación de reporte clínico.	Si	No	-

5. CONCLUSIONES

Se diseñó e implementó un dispositivo para llevar a cabo la medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno, en tiempo real, mediante el uso de sensores de luz. El sistema cuenta con una parte física y una parte digital, es decir, hardware y software, respectivamente. El hardware está constituido por una tarjeta electrónica, por medio de la cual, se adquieren las señales provenientes de la sonda, posteriormente se procesan y finalmente se envían al computador mediante protocolo USB estándar 2.0. El software es principalmente la interfaz gráfica y de interacción con el usuario.

La interfaz gráfica se implementó mediante el software de instrumentación virtual NI LabVIEW, este, además de permitir la creación de una interfaz para el usuario (HMI, por sus siglas en inglés *Human Machine Interface*) en la cual se visualizan las gráficas correspondientes a la onda pletismográfica, se realizan cálculos estadísticos, tabulación y exportación de los datos registrados; también permite la manipulación y tratamiento digital de los mismos, permitiendo realizar acciones como filtros digitales.

Al trabajar con sistemas de cómputo, es necesario tener en cuenta características como el sistema operativo, la versión de este sistema, la compatibilidad con software de terceros, entre otros. Teniendo en cuenta esto, se implementó una aplicación que contiene la interfaz gráfica y todas sus características, la cual permite el uso del dispositivo en cualquier computador que tenga los siguientes requisitos mínimos: sistema operativo Microsoft Windows 7 SP1 de 32bits, procesador Intel Pentium Dual Core a 1,5 GHz o equivalentes, 512 MB de memoria RAM y 1 GB de almacenamiento disponible. Dicha aplicación contiene todas las herramientas necesarias para la correcta ejecución del sistema, sin necesidad del uso de algún programa adicional, ni dependencias directas con LabVIEW, ya que se utilizó la

herramienta *Build Specifications*, nativa en LabVIEW, para la creación del ejecutable de nuestra aplicación.

El dispositivo es pequeño, en comparación a los equipos modulares de tipo comercial, lo que permite su fácil desplazamiento, puesto que está compuesto únicamente por una tarjeta de adquisición, una sonda de oximetría y un cable de conexión USB al computador, además de poseer la ventaja de no requerir de fuente de alimentación externa. Cabe resaltar que, en la actualidad, es muy probable encontrar un computador en un consultorio médico, lo que impide que esto sea una limitante.

Una de las principales dificultades de los dispositivos biomédicos es la alta sensibilidad al movimiento, esto se ve evidenciado en dispositivos como electrocardiógrafos, electromiógrafo, electroencefalogramas, entre otros. Como era de esperarse, dicha dificultad también se ve evidenciada en el dispositivo de oximetría; ante esto, lo más conveniente es solicitar al paciente total quietud al momento de realizar la medición.

La estructura de eventos y máquina de estados implementada, permite la escalabilidad del sistema, es decir, el programa puede ser modificado de manera sencilla manteniendo la estructura básica con la que fue diseñado, a su vez puede ser ampliado sin perder la calidad del funcionamiento. Teniendo en cuenta la facilidad del sistema para ser modificado vía software, también permite el cambio de protocolo de comunicación, por ejemplo, cambiar del protocolo USB 2.0 HID a Serial RS232, Modbus, entre otros.

La confiabilidad y exactitud del equipo implementado son muy similares a equipos que actualmente se encuentran en el mercado, permitiendo realizar mediciones con un sesgo de ± 1 , es decir, presenta un valor aproximado de la medición real, específicamente para las mediciones de frecuencia cardiaca. En cuanto a las

mediciones de saturación de oxígeno, de manera empírica se pudo estimar la precisión del instrumento en cuanto a dicha medida, pero realmente su valor exacto es desconocido, ya que no se tuvo acceso al uso de un simulador de signos vitales para su cálculo adecuado.

CITAS

- [1] IBARRA, Pedro, ROBLEDO, Bernardo, GALINDO, Manuel, NIÑO, Claudia y RINCÓN, David. Normas mínimas 2009 para el ejercicio de la anestesiología en Colombia. Investigación científica y tecnológica. 2009.
- [2] LÓPEZ HERRANZ, Gloria Patricia. Oximetría de pulso: a la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. Revista médica del hospital general de México. 2003. vol. 3, p. 160-169.
- [3] CÓRDOVA VILLALOBOS, José Ángel, ORTIZ DOMÍNGUEZ, Maki Esther y VELÁZQUEZ BERUMEN, Adriana. Guía Tecnológica N° 38: Oxímetro. Secretaría de Salud. México. 2003.
- [4] VENTOSINOS ALONSO, Santiago. Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros biomédicos. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona. 2010.
- [5] HERRERA LOZADA, Juan Carlos, RIVERA ZÁRATE, Israel y OCHOA GUTIERREZ, Victor Jalil. Oxímetro de pulso basado en una Palm. Tendencias tecnológicas en computación. 2005.
- [6] ALARCÓ PEREZ, Jorge. Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid. 2015.
- [7] GALEIRAS VÁZQUEZ, Rita. Reconocer la intoxicación por monóxido de carbono. Proyecto Lumbre. 2013. p. 40-43.
- [8] VENTURA, Víctor. Polaridad.es, 15 Marzo 2015. [En línea]. [citado 2 Febrero 2016]. Available: <http://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>.
- [9] DOUCET, Jane. [En línea]. [citado 22 Febrero 2016]. Available: http://www.ehowenespanol.com/senales-saturacion-oxigeno-info_183123/.
- [10] MARINEL-LO ROURA, Joseph y SAMSÓ, Jorge Juan. Diagnóstico hemodinámico en angiología y cirugía vascular Tomo I. Principios básicos de hemodinámica y de los métodos de exploración. Barcelona: Glosa. 2003.
- [11] POBLETE SILVA, Raul y DRAPER JULIET, Sergio. Cirugía Vascular Actualizada. [En línea]. [citado 19 Agosto 2015]. Available:

<http://cirugiavascularactual.blogspot.com/2007/06/pletismografa-y-fotopletismografa-en-el.html>.

- [12] SOCIEDAD DE HIPNOTERAPIA CLÍNICA, Pulsimetría EN Hipnosis, Hipnosis Clinica Journal. 2008. p. 5-6.
- [13] ALLEN, Jhon. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. Physiological Measurement. 2007.
- [14] MICSONAI, Andrew. ELTE TTK ONLINE. [En línea]. [citado 19 Julio 2015]Available:
<http://elte.prompt.hu/sites/default/files/tananyagok/ABiokemiaEsMolekularisBiologiaAlapjai/images/image189.jpg>.
- [15] NIEMZ, Markof H. Lasser Tissue Interactions: Fundamentals and applications (Biological and Medical Physics. Biomedical Engineering. 3 ed. Alemania: Springer. 2007.
- [16] GUYTON, Arthur C. y HALL, Jhon Edward. Guyton & Hall: Tratado de fisiología médica., 12 ed. España: Elsevier Saunders. 2011.
- [17] SEVERINGHAUS, Jhon W. y HONDA, Yosiyuki. History of blood gas analysis. Journal of clinical monitoring. 1987. vol. 7. p. 135-138.
- [18] AYALA PÉREZ, Jorge Luis, BRUNET RODRÍGUEZ, Rafael, QUIÑONES ZAMORA, Andrés, MARTÍNEZ GONZALEZ, Ana Margarita, SALAZAR RODRÍGUEZ, Tania y PADRÓN SANCHÉZ, Armando. Comparación de la saturación arterial de oxígeno por oximetría de pulso y gasometría arterial. Revista Cubana De Medicina Intensiva y Emergencias. 2003. p. 21 - 26.
- [19] MOHAMMAD, Yousser. Uso clínico de la de la pulsioximetría. 2010. p. 1-7.
- [20] GLOBDD, 2014 Enero 2014. [En línea]. [citado 22 Febrero 2016]. Available:
<http://www.globdd.com/calibration>.
- [21] F. DE BORJA DE LA QUINTANA, Francisco, CHAMORRO, Carlos, PLANAS, Antonio y LÓPEZ, Eloísa. Monitorización en anestesia, cuidados críticos y medicina de urgencias, Elsevier España, 2004.
- [22] SEIDEL, Henry M, BALL, Jane W y DAINS, Joyce E. Manual Mosby de exploración física. 5 ed. España: Mosby. 2003.

- [23] A.D.A.M. Inc, 20 Julio 2015. [En línea]. Available: <http://www.tecnologiahechapalabra.com/datos/eventos/articulo.asp?i=6745>.
- [24] FERNÁNDEZ-TRESGUERRES HERNÁNDEZ, Jesús Ángel. Fisiología humana, 1 ed., Madrid: McGraw-Hill. 1999.
- [25] WITEK, Jo. Así es mi corazón. Bruño. 2004.
- [26] JOLLY, Adrien. LabVIEW, TestStand, LabWindows/CVI. 2009. [En línea]. [citado 22 Febrero 2016]. Available: <http://www.ajolly.com.mx/es/desarrollo-consulta-sistema-supervisor-control-prueba-medida/19-LabVIEW-que-es.html>.
- [27] BK-ANGEL, 23 Agosto 2003. [En línea]. [citado 22 Febrero 2016]. Available: ftp://ftp.ehu.es/cidira/dptos/depjt/Instrumentacion/BK-ANGEL/10_LabVIEW/Instrumentos_virtuales.PDF.
- [28] NATIONAL INSTRUMENTS. [En línea]. [citado 22 Febrero 2016]. Available: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/es/nid/10447>.
- [29] NATIONAL INSTRUMENTS. [En línea]. [citado 22 Febrero 2016]. Available: <https://www.ni.com/visa/>.
- [30] AMAZON.COM. [En línea]. [citado 22 Abril 2016] Available: http://ecx.images-amazon.com/images/I/31Roo--qQTL._SY355_.jpg.

BIBLIOGRAFÍA

ALARCÓ PEREZ, Jorge. Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid. 2015.

AYALA PÉREZ, Jorge Luis, BRUNET RODRÍGUEZ, Rafael, QUIÑONES ZAMORA, Andrés, MARTÍNEZ GONZALEZ, Ana Margarita, SALAZAR RODRÍGUEZ, Tania y PADRÓN SANCHÉZ, Armando. Comparación de la saturación arterial de oxígeno por oximetría de pulso y gasometría arterial. En: Revista Cubana De Medicina Intensiva y Emergencias. 2003. p. 21 - 26.

HERRERA LOZADA, Juan Carlos, RIVERA ZÁRATE, Israel y OCHOA GUTIERREZ, Victor Jalil. Oxímetro de pulso basado en una Palm. Tendencias tecnológicas en computación. 2005.

LÓPEZ HERRANZ, Gloria Patricia. Oximetría de pulso: a la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. Revista médica del hospital general de México. 2003. vol. 3, p. 160-169.

NIEMZ, Markof H. Lasser Tissue Interactions: Fundamentals and applications (Biological and Medical Physics. Biomedical Engineering. 3 ed. Berlin: Springer. 2007.

**Anexo A. Recopilación de datos
para calibración de SpO2**

R	SpO2	R	SpO2	R	SpO2	R	SpO2	R	SpO2
0,0000	100	0,0924	98	0,1298	97	0,1530	96	0,1777	96
0,0173	99	0,0960	98	0,1310	97	0,1532	96	0,1808	96
0,0193	99	0,0966	98	0,1313	97	0,1547	96	0,1820	96
0,0274	99	0,0969	98	0,1347	97	0,1590	96	0,1844	96
0,0347	99	0,1023	98	0,1364	97	0,1596	96	0,1849	96
0,0431	99	0,1026	98	0,1373	97	0,1600	96	0,1875	96
0,0469	99	0,1063	98	0,1432	97	0,1606	96	0,1879	96
0,0478	99	0,1081	98	0,1434	97	0,1620	96	0,1912	96
0,0542	98	0,1096	97	0,1435	97	0,1654	96	0,1959	95
0,0560	98	0,1124	97	0,1436	97	0,1656	96	0,1970	95
0,0720	98	0,1128	97	0,1441	97	0,1668	96	0,1983	95
0,0772	98	0,1128	97	0,1454	97	0,1671	96	0,2000	95
0,0783	98	0,1143	97	0,1460	96	0,1678	96	0,2060	95
0,0819	98	0,1160	97	0,1484	96	0,1695	96	0,2150	95
0,0832	98	0,1193	97	0,1490	96	0,1721	96	0,2176	95
0,0854	98	0,1212	97	0,1491	96	0,1724	96	0,2295	95
0,0857	98	0,1217	97	0,1499	96	0,1732	96	0,2351	95
0,0874	98	0,1234	97	0,1507	96	0,1734	96	0,2376	95
0,0880	98	0,1253	97	0,1507	96	0,1771	96	0,2385	94
0,0911	98	0,1276	97	0,1517	96	0,1773	96	0,2510	94

**Anexo B. Recopilación de datos
para verificación de frecuencia cardíaca**

LabView	PPM
71	73
73	75
75	76
75	75
75	75
74	74
74	76
74	76
75	78
79	80

LabView	PPM
78	77
75	77
76	79
77	80
79	79
82	86
74	73
73	75
73	74
74	75

LabView	PPM
74	78
71	70
73	70
74	73
76	77
77	78
76	77
75	75
77	77
76	78

LabView	PPM
74	77
77	76
76	77
77	75
79	82
79	80
77	77

Anexo C. Sistema de adquisición de datos PowerLab.

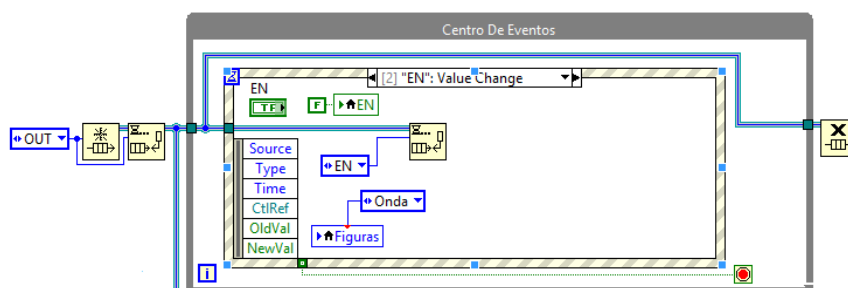


Anexo D. Programación LabVIEW

Como se indica en la *sección 7.2*, la estructura de programación usada es denominada máquina de eventos, la cual está constituida por dos ejes principales, el centro de eventos y los estados. A continuación, se detallará el diagrama de bloques de cada uno de los estados que la componen.

Evento: EN

Accionamiento: Entra en ejecución al haber un cambio de valor en la variable EN y este se efectúa al dar clic en el botón de Inicio en el panel frontal. Acción por defecto en el centro de eventos: Visualizar la gráfica que representa la onda pletismográfica y direccionar el flujo de programa hacia el estado EN.

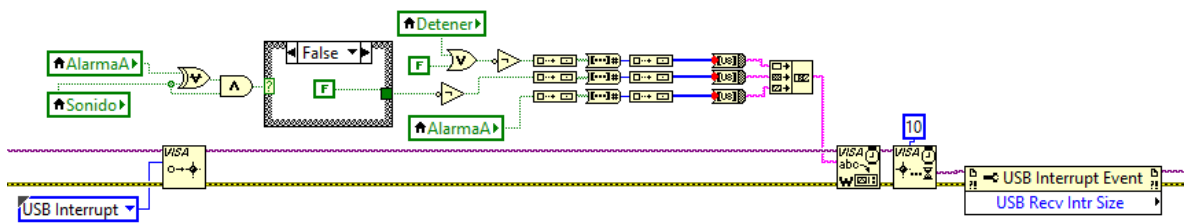
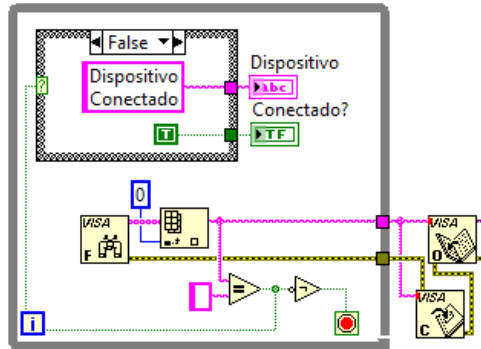


Estado: EN

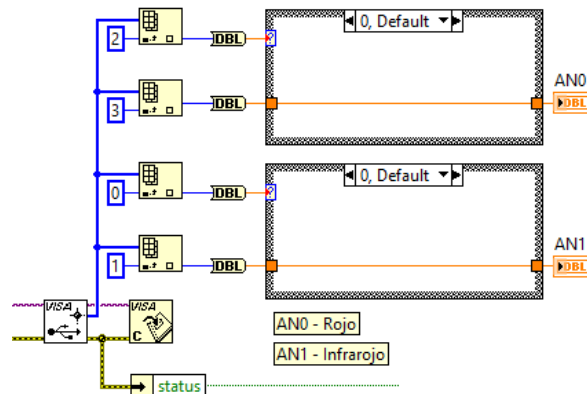
Descripción del proceso: Al entrar en dicho estado en primera instancia se verifica la conexión del dispositivo mediante el bloque VISA Found, el cual continuamente estará buscando el dispositivo de acuerdo a su Vendor Identification (VID) y su Product Identification (PID), también llamados descriptores⁵ del hardware USB. Al encontrar el dispositivo en cualquiera de los puertos USB del computador, se envía un nivel lógico alto para detener la búsqueda de dispositivos e indicarle al usuario

⁵ Estos descriptores están conformados por cuatro números hexadecimales cada uno. Los cuales representan a una empresa (VID) y a un producto de dicha empresa (PID) con certificación de protocolo USB. La ventaja de usar un microcontrolador de la empresa Microchip es que estos poseen dicha certificación, es decir, poseen dichos descriptores. En el caso del PIC18F2550 son: VID: 04D8 y PID: 000B.

que el dispositivo está conectado. También permite la continuación de la ejecución del programa, ya que, sin el dispositivo, el programa entra en un ciclo while hasta que encuentre el dispositivo USB, o en su defecto permite al usuario salir de la aplicación. Por último, se evidencia en la siguiente figura, que al detectar la conexión del dispositivo procede a abrir la comunicación USB mediante el bloque VISA Open.



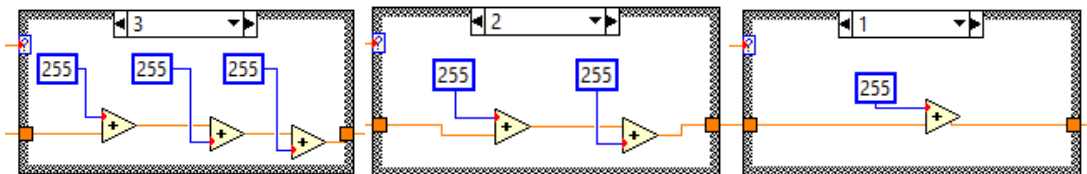
a) ESCRITURA DE DATOS A ENVIAR POR PUERTO USB.



b) LECTURA DE DATOS RECIBIDOS POR PUERTO USB.

Al usar comunicación USB en modo HID, se debe tener claridad que este tipo de comunicación no es continua, sino que actúa en función de interrupciones. Debido a esto al abrir el canal de comunicación lo primero que se debe realizar es una configuración del modo de comunicación USB, para ello se usa el bloque VISA Enable Event, el cual se configura como USB Interrupt. Teniendo en cuenta el protocolo, el orden de comunicación es envío-recepción, por lo que se envían los datos mediante el VISA Write. Estos datos enviados al microcontrolador son los relacionados a alarmas y sonidos del sistema, ver *a*. Luego se recibe la parte de la trama de comunicación que contiene los datos, mediante el bloque VISA Get USB Interrupt Data y se separan cada uno de los bytes para así recuperar los valores de la conversión A/D llamados AN0 y AN1 correspondientes a las señales rojas e infrarrojas respectivamente. Por último, se cierra el canal de comunicación para así repetir el proceso de adquisición de manera continua hasta que el usuario lo crea necesario. Ver, *b*.

Como se explica en la *sección 6.3.3* la conversión A/D es fragmentada en dos partes para el envío de datos a través de la trama de comunicación. Se observa la recuperación de los datos dependiendo del valor actual de las dos partes de la conversión.



Ejemplo:

Dato a enviar: 873 (decimal), 1101101001(binario de 10 bits).

Fragmentación:

01101001(8 bits menos significativos). Envió por Byte #1 de la trama.

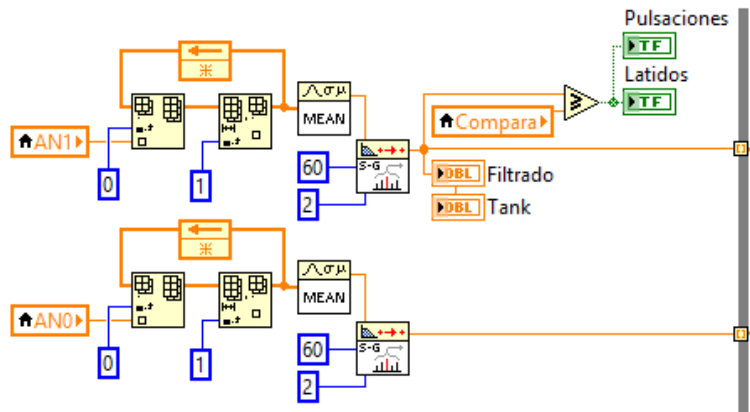
11(2 bits más significativos). Envió por Byte #0 de la trama.

Valores decimales leídos por LabVIEW:

Byte #0: 3, Byte #1: 105

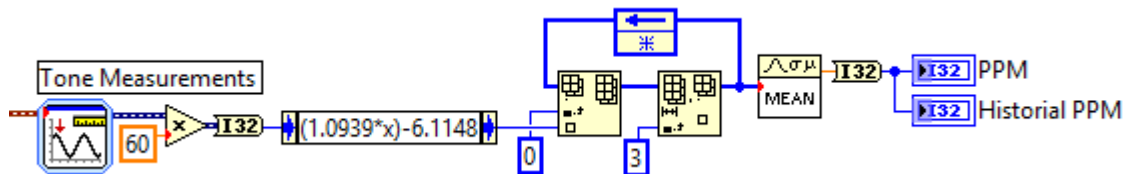
Valor recuperado = $(3 \cdot 256) + 105 = 873$.

Luego de completar la transmisión de los datos, es pertinente realizar un ligero filtrado digital, debido a que la onda relacionada con la luz roja posee una cantidad considerable de ruido (*ver Sección 8.1, Figura 34, b*). Para esto se usó un filtro de Savitzky-Golay el cual permite dar un suavizado a la onda sin perder información de la misma.

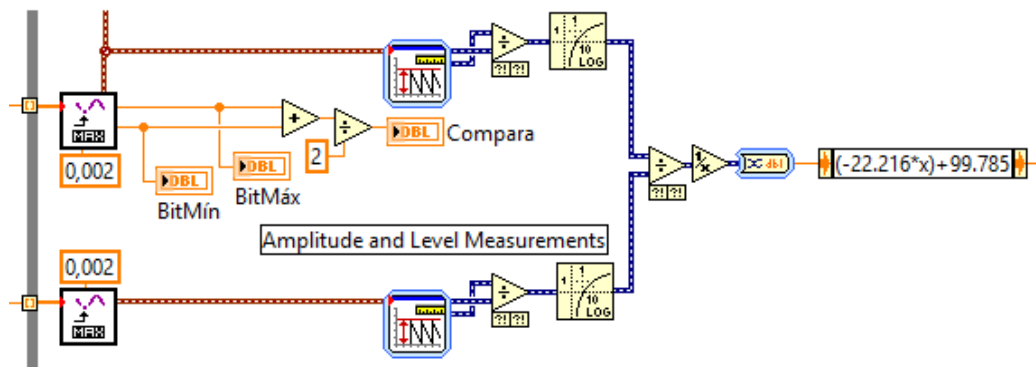


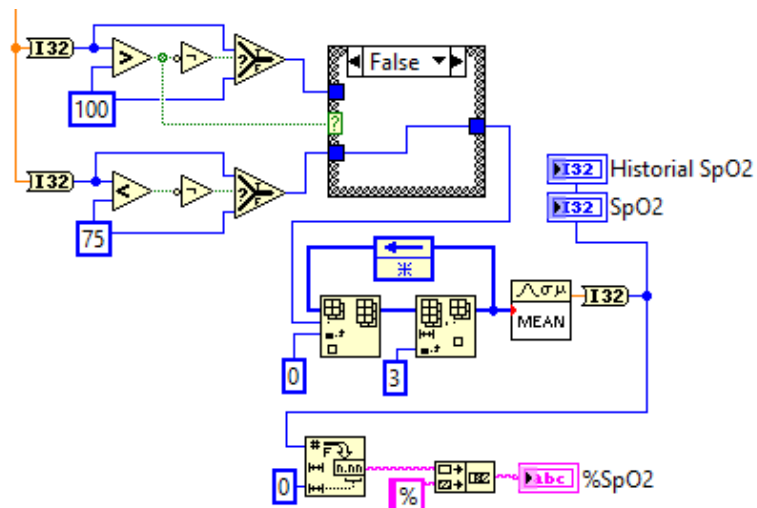
Al tener las dos señales de interés en condiciones óptimas, se inicia el tratamiento de señal, con el fin de obtener la frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y todas las funciones ligadas a la interfaz de usuario. Se inicia este proceso graficando la onda correspondiente a la emisión infrarroja, ya que esta posee una mayor amplitud, siendo la más apta para su visualización y para la obtención de la frecuencia cardiaca; dicho esto, se usa un comparador de umbral, el cual genera una señal

cuadrada correspondiente a los latidos del corazón. Esta señal es enviada al microcontrolador secundario con el fin de generar los sonidos característicos de los latidos, que a su vez también está asociada a un LED indicador en el panel frontal de la interfaz, para dar una indicación visual de los latidos.

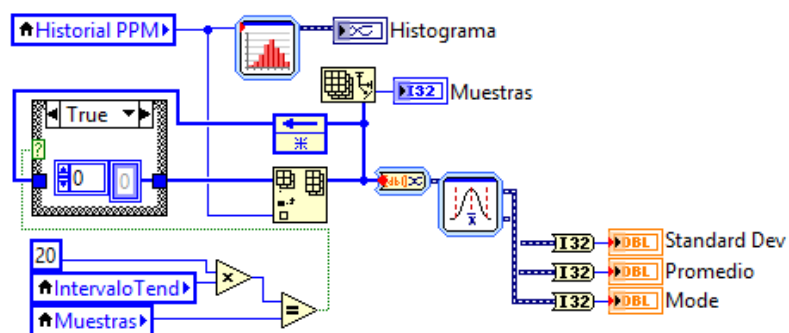
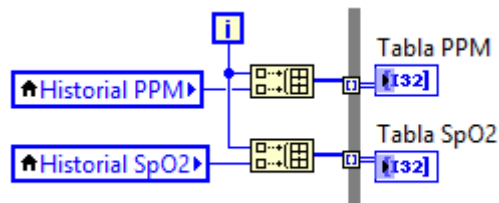


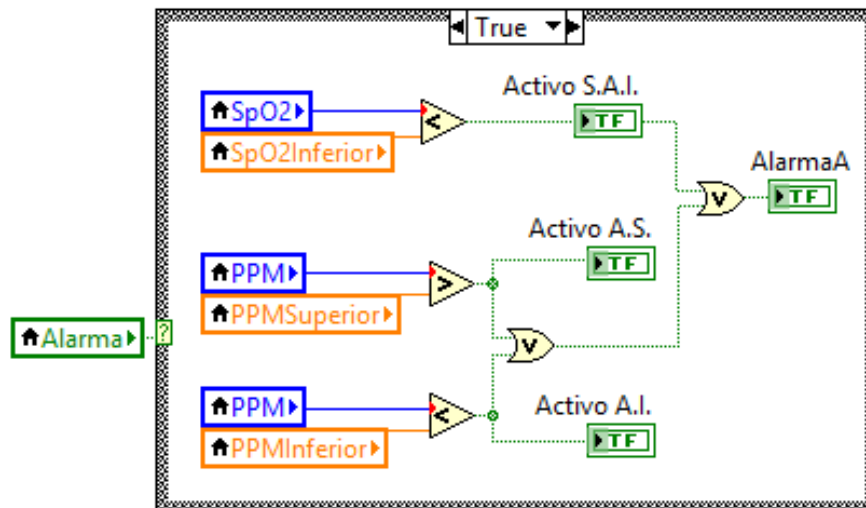
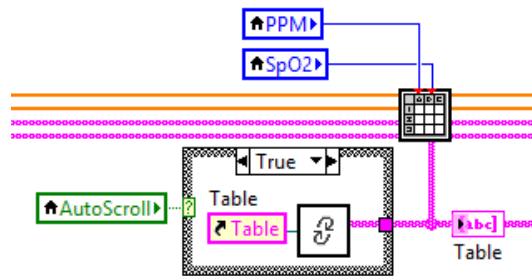
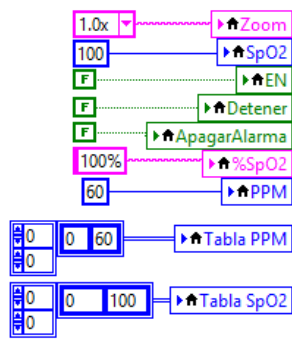
Para el cálculo de la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno, es necesario la reconstrucción de la señal adquirida, debido a que se usarán bloques especiales de LabVIEW (Tone Measurements y Amplitude and Level Measurements), los cuales usan formas de ondas (Waveforms), es decir, amplitudes variantes en el tiempo, para el cálculo de la frecuencia, el valor RMS y el valor DC. Teniendo dichos valores se procede a usar las ecuaciones pertinentes para el cálculo y calibración de los signos vitales.

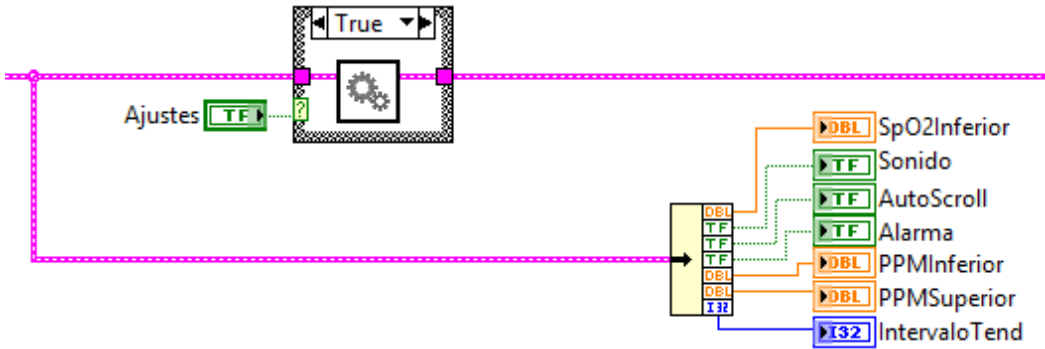
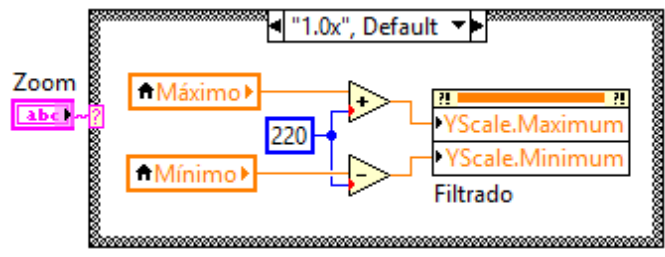
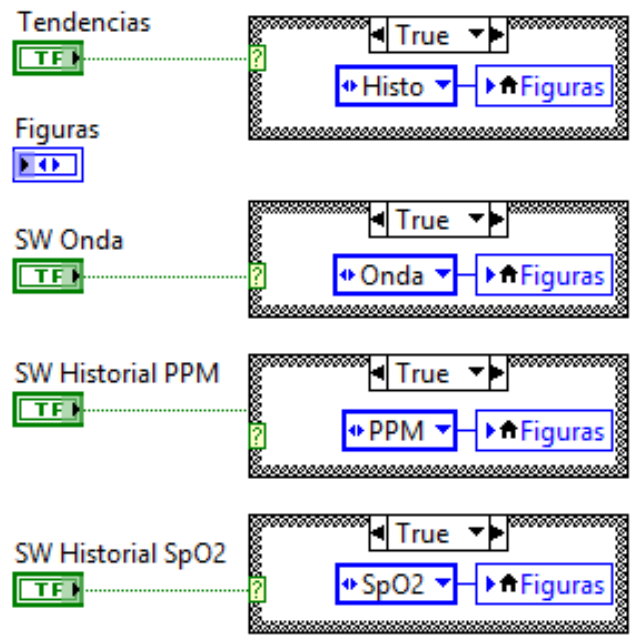




Finalmente se establecen límites para evitar posibles desbordes en los valores de saturación de oxígeno, igualmente se realiza un promedio de los tres últimos datos, con el fin de obtener una medición un poco más estable.

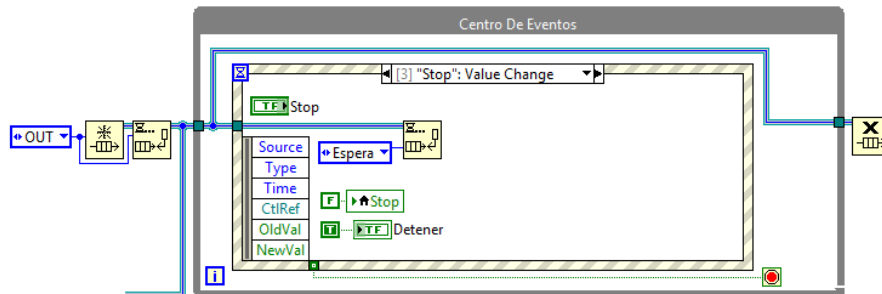






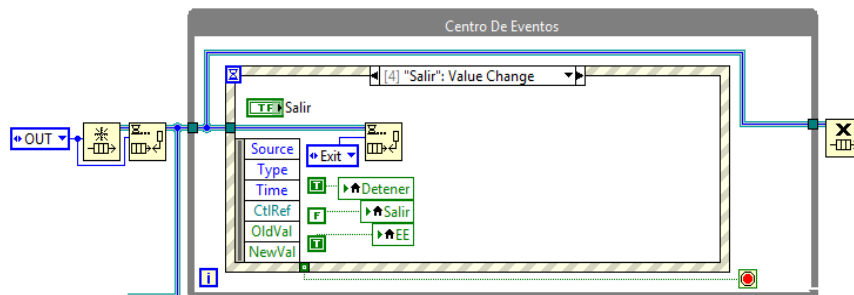
Evento: Stop

Accionamiento: Entra en ejecución al haber un cambio de valor en la variable Stop y este se efectúa al dar clic en el botón Detener en el panel frontal. Acción por defecto en el centro de eventos: Activar el flanco de parada de todas las rutinas en ejecución y direccionar el flujo de programa hacia el estado Espera.



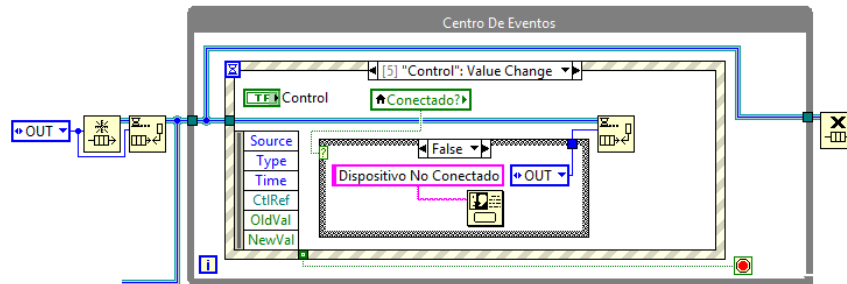
Evento: Salir

Accionamiento: Entra en ejecución al haber un cambio de valor en la variable Salir y este se efectúa al dar clic en el botón Salir en el panel frontal. Acción por defecto en el centro de eventos: Activar el flanco de parada de todas las rutinas en ejecución y direccionar el flujo de programa hacia el estado Salir.



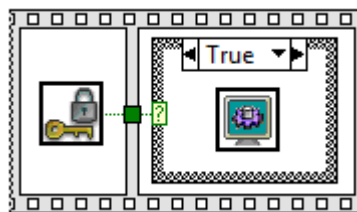
Evento: Control

Accionamiento: Entra en ejecución al haber un cambio de valor en la variable Control y este se efectúa al dar clic en el botón Calibración en el panel frontal. Acción por defecto en el centro de eventos: Direccionar el flujo de programa hacia el estado OUT en caso de que el dispositivo esté desconectado y al estado control en el caso contrario.



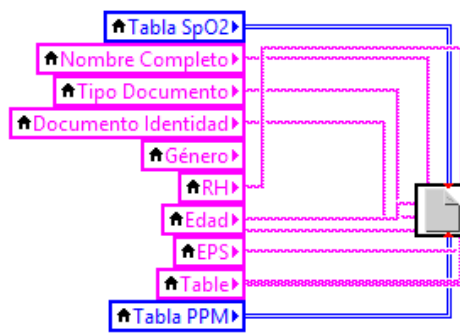
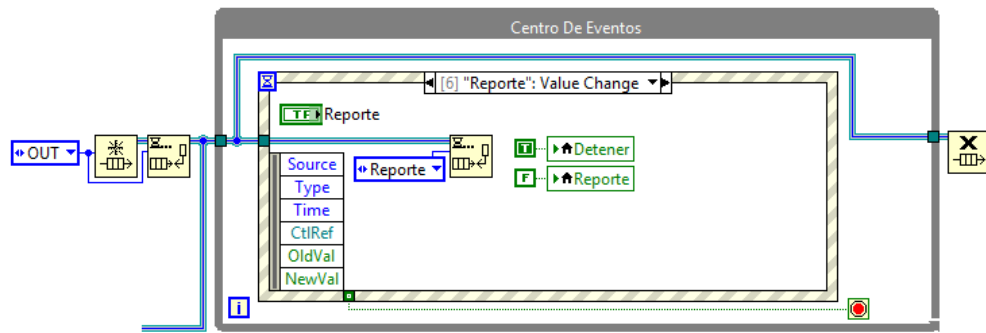
Estado: Control

Descripción del proceso: Al entrar en dicho estado se encuentra una estructura tipo secuencial, la cual da inicio al bloque de protección por contraseña seguido del SubVI Control (ver Figura A-20), el cual ejecutará una ventana en la cual se pueden observar de manera detallada la adquisición de los datos.



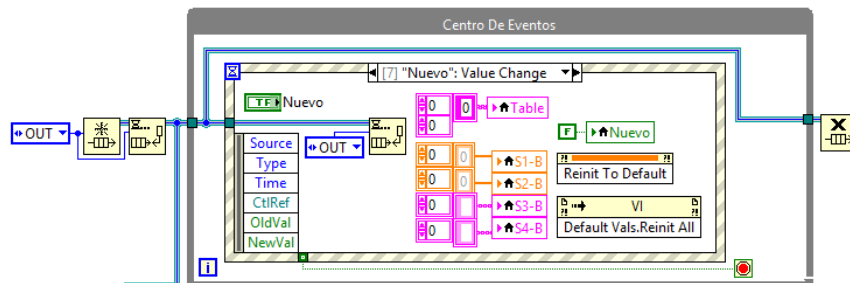
Evento: Reporte

Accionamiento: Entra en ejecución al haber un cambio de valor en la variable Reporte y este se efectúa al dar clic en el botón Reporte en el panel frontal. Acción por defecto en el centro de eventos: Activar el flanco de parada de todas las rutinas en ejecución y direccionar el flujo de programa hacia el estado Reporte.



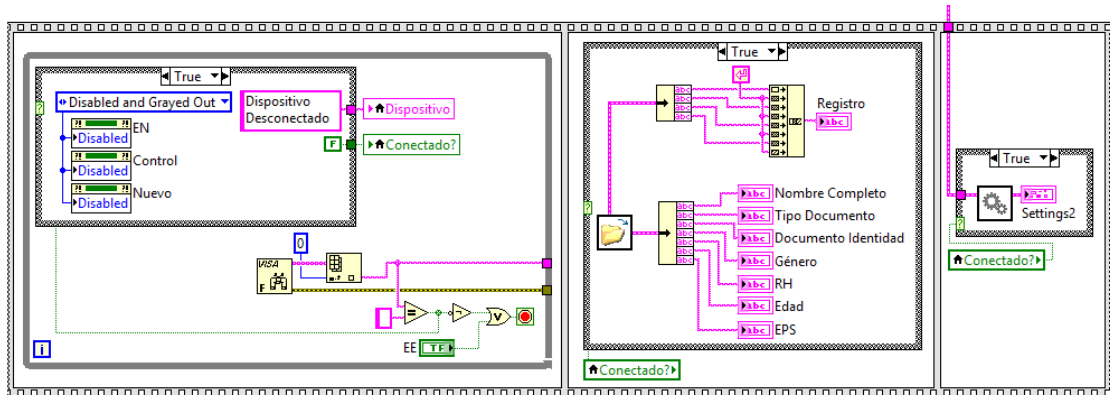
Evento: Nuevo

Accionamiento: Entra en ejecución al haber un cambio de valor en la variable Nuevo y este se efectúa al dar clic en el botón Nuevo en el panel frontal. Acción por defecto en el centro de eventos: Reestablecer todas las variables a sus valores iniciales o en su defecto a cero y direccionar el flujo de programa hacia el estado OUT.



Estado: Nuevo

Descripción del proceso: Este es el estado inicial de toda la estructura de eventos, es decir, estado por defecto. Al entrar en dicho estado se encuentra una estructura tipo secuencial, en primera instancia verifica la conexión del dispositivo, en caso de que este no esté conectado, bloqueara cualquier acción hasta que detecte conexión alguna. Al detectar el dispositivo, de manera automática inicia la consulta, lectura y escritura en base de datos. Por ultimo inicia la ventana de ajuste y entra en estado de espera para iniciar la toma de datos.



Anexo E. Programación Microcontroladores

Código PIC18F2550

```
#define LEDV   RC0_BIT
#define LEDR   RC1_BIT
#define LEDA   RC2_BIT

#include <Built_in.h>

unsigned char readbuff[64] absolute 0x500; // Espacio reservado memoria RAM.
unsigned char writebuff[64] absolute 0x540; // Espacio reservado memoria RAM.
int cont = 0;

void interrupt() // Inicio rutina de interrupciones.
{
    USB_Interrupt_Proc(); // Servicios de interrupción USB.
}

void ADC() // Función auxiliar para conversión
A/D.
{
    unsigned analogVal; // Asignación de variable local sin
signo.
    analogVal = ADC_get_sample(1); // Lectura canal 1 del conversor A/D.
    writebuff[0] = Hi(analogVal); // Almacenamiento en el buffer 0, los
2 bits más significativos.
    writebuff[1] = Lo(analogVal); // Almacenamiento en el buffer 1, los
8 bits menos significativos.
    delay_us(10); // Espera de 10us.
    analogVal = ADC_get_sample(0); // Lectura canal 0 del conversor A/D.
    writebuff[2] = Hi(analogVal); // Almacenamiento en el buffer 2, los
2 bits más significativos.
    writebuff[3] = Lo(analogVal); // Almacenamiento en el buffer 3,
los 8 bits menos significativos.
    while(!HID_Write(&writebuff, 4)); // Envío de datos.
    delay_us(10); // Espera de 10us.
}

void main(void) // Función principal.
{
    char dato;
    ADCON1 = 0x07; // Habilitar entradas analógicas.
```

```

CMCON      = 0x07;           // Deshabilitar comparadores internos.
TRISB      = 0x00;           // Configuración de puerto B.
PORTB      = 0x00;
TRISC      = 0x00;           // Configuración de puerto C.
PORTC      = 0x00;

ADC_Init();                   // Habilitación conversión A/D.

LEDR = 0;
LEDV = 1;
HID_Enable(&readbuff,&writebuff); // Habilitación comunicación USB HID.
LEDR = 1;
LEDV = 0;

while(1)                      // Ciclo infinito.
{
    dato = HID_Read();         // Lectura y almacenamiento de datos USB.
    if(dato !=0)              // Si hubo recepción de datos ...
    {
        LEDA = readbuff[0];    // Asignación de dato recibido (habilitador
de la conversión A/D).
    }
    if(LEDA)
    {
        ADC();                 // Ejecución de la rutina de conversión A/D.
        RB6_BIT = readbuff[1]; // Asignación de dato recibido (latidos).
        RB7_BIT = readbuff[2]; // Asignación de dato recibido (alarmas).
    }
} // End While
} // End Main

```

Código PIC12F629

```
int cont = 0x00;
int T = 1;
int buzzer = 0;

void interrupt()                                     // Inicio rutina de interrupciones.
{
  if(INTF_BIT)                                       // Bandera(Flag) de interrupción externa.
  {
    buzzer=1;                                        // Activación del Buzzer (latidos).
    INTF_BIT = 0;                                    // Limpia Flag de interrupción externa.
  }

  if(TOIF_bit)                                       // Bandera desbordamiento del Timer0.
  {
    cont++;                                         // Aumento del contador cont.
    TMR0 = 6;                                       // Iniciación de Timer0 en 6.
    if(cont == T)
    {
      GP0_BIT = ~GP0_BIT;                          // Cambio de valor lógico.
      GP1_BIT = ~GP1_BIT;                          // Cambio de valor lógico.
      cont = 0x00;                                  // Reinicio del Contador.
    }
    TOIF_bit = 0x00;                                // Limpia Flag de interrupción interna.
  }
} // End Interrupt

void main()                                         // Función principal.
{
  CMCON      = 7;                                   // Deshabilitar comparadores internos.
  OPTION_REG = 0x00;                                // Habilitar Timers.
  INTCON     = 0xE0;                                // Habilitar interrupciones.
  TMR0      = 6;                                   // Valor inicial del Timer0..
  GIE_BIT   = 1;                                   // Habilitar interrupción global.
  INTE_BIT  = 1;                                   // Habilitar interrupción externar.
  INTEDG_BIT = 1;                                   // Habilitar interrupción interna.
  TRISIO    = 0b010100;                            // Configuración de puertos.
  GPIO      = 0b000100;

  while(1)                                         // Ciclo infinito.
  {
    if(buzzer)                                     // Si el buzzer(latidos) es activado...
    {
```

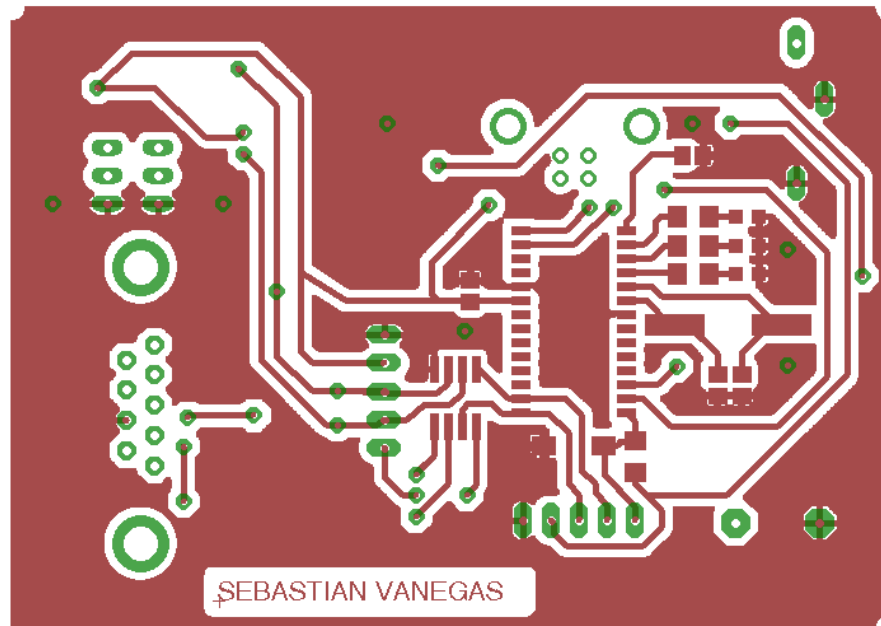
```

GP5_BIT = 1;           // Activar buzzer durante un flanco de 20ms.
delay_ms(20);         // ...
GP5_BIT = 0;         // ...
buzzer=0;           // Reinicio de variable buzzer.
}
if(GP4_BIT)         // Si la alarma es activada...
{
  GP5_BIT =1;       // Generación de onda cuadrada de 10 ms.
  delay_ms(10);     // ...
  GP5_BIT = 0;     // ...
  delay_ms(10);     // ...
}
} // End While
} // End Main

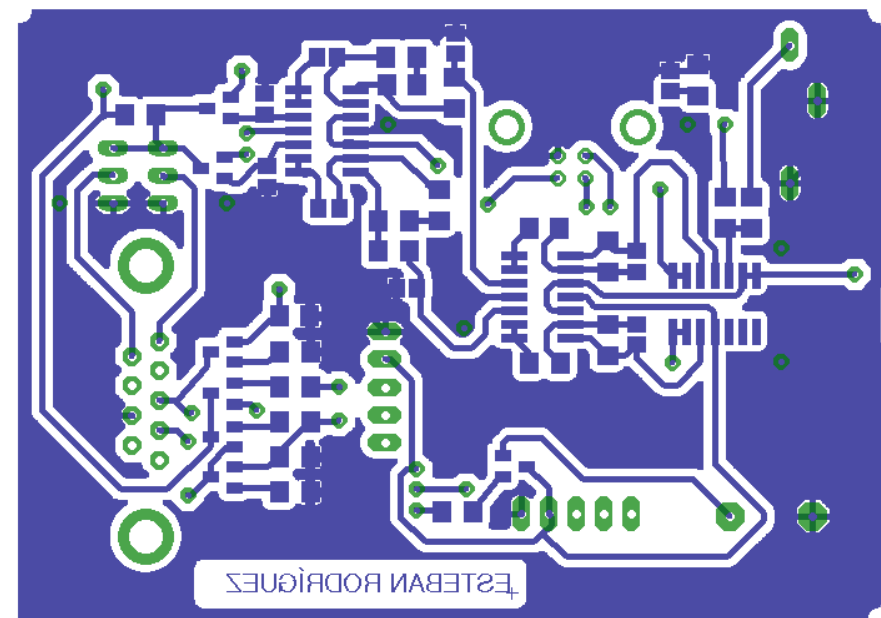
```

Anexo F. Diseño PCB

LAYOUT CARA FRONTAL DEL DISPOSITIVO.



LAYOUT CARA TRASERA DEL DISPOSITIVO.



Anexo G. Guía Usuario

1. ACTIVACIÓN DEL SISTEMA

La interfaz está diseñada con diversas funciones, incluyendo un historial de tendencias para cada uno de los signos vitales, presentación de estadísticas y mucho más. Permite generar informes para anexar a un historial clínico, además de la generación de una base de datos que permita catalogar los datos de los pacientes nuevos y existentes.

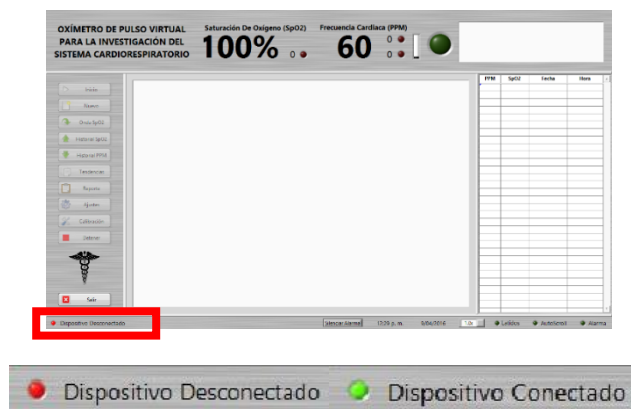
1.1. Ejecución del programa

Para ejecutar el programa haga doble clic en el icono que aparece en el escritorio.



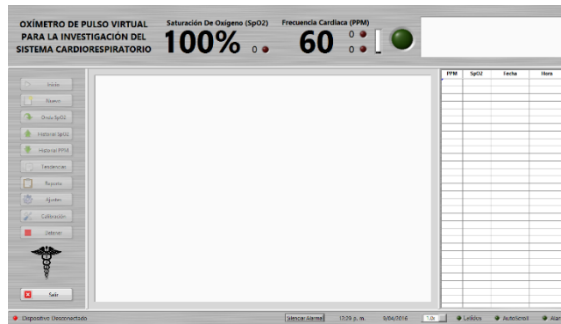
1.2. Verificación de conexión

Para dar comienzo al diagnóstico, verifique que el dispositivo está conectado.



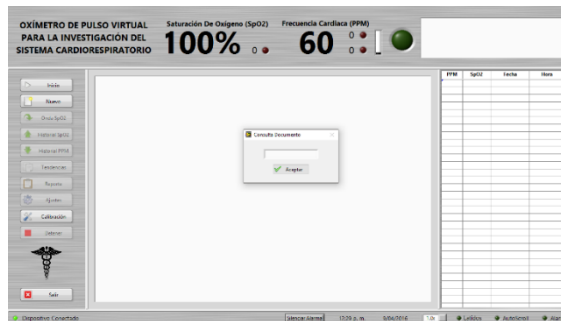
1.3. Organización de la pantalla

En la mayoría de las operaciones, la pantalla aparecerá dividida en secciones, como se muestra en la figura.

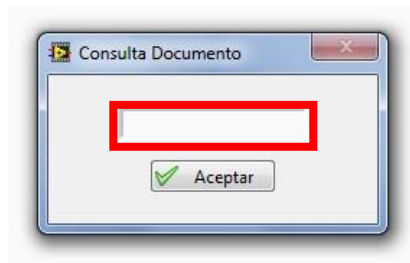


2. INGRESO DE DATOS

Para ingresar los datos personales del paciente, se procede de la siguiente manera:



Ingrese el número del documento de identidad del paciente en el espacio. Pulse *Aceptar* para continuar.



Si el paciente es nuevo, aparece el siguiente menú:



Luego procederá al ingreso de los demás datos solicitados. Pulse *Borrar* para escribir nuevamente los datos.

Pulse *OK* para continuar.



The screenshot shows a dialog box titled "Ingreso Datos". It has two columns of input fields. The first column contains "EPS", "Nombres", "Apellidos", and "Documento Identidad" (with the value "987654321"). The second column contains "Edad", "Género", "RH", and "Tipo Documento". At the bottom, there are two buttons: "Borrar" (with a red 'X' icon) and "OK" (with a green checkmark icon).

Para proseguir hay que confirmar los datos. En el caso de que haya algún error por corregir, se presiona *No*.



The screenshot shows a small dialog box with the question "¿Los datos ingresados son corretos?". Below the question are two buttons: "Si" and "No".

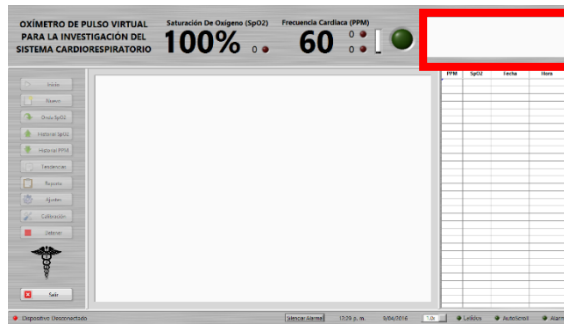
Si el paciente se encuentra registrado en la base de datos aparece el siguiente mensaje.

Pulse *Aceptar* y se cargaran los datos guardados.



The screenshot shows a message dialog box with the text "Paciente Encontrado" and a single button labeled "Aceptar".

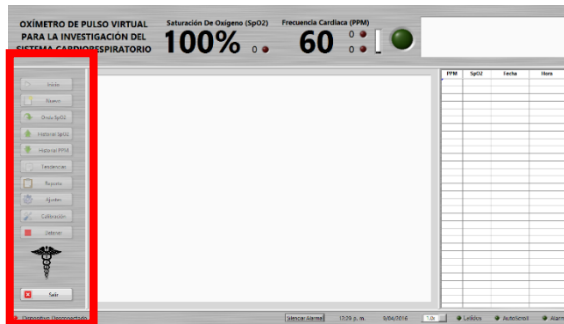
Los datos ingresados aparecen en la siguiente ubicación:



3. MENÚS Y BOTONES DE CONTROL

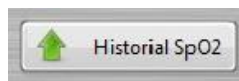
3.1. Menús

La interfaz posee varios menús por medio de los cuales se puede ver con mayor detalle las gráficas, los datos y su respectivo análisis dependiendo de la naturaleza de la operación que se desee realizar.

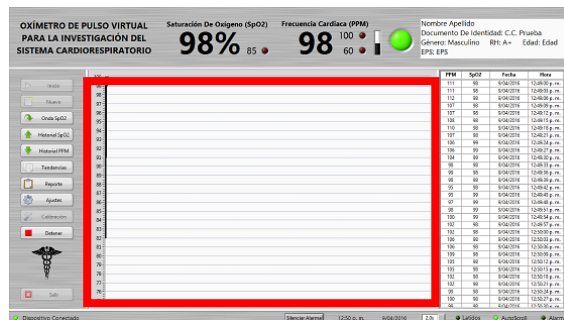


3.1.1. Visualización del comportamiento de la SpO2

Pulse *Historial SpO₂* para observar el comportamiento de la saturación de oxígeno medida en el paciente durante toda la sesión.

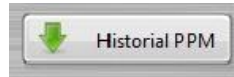


Una vez aquí aparece la siguiente pantalla:

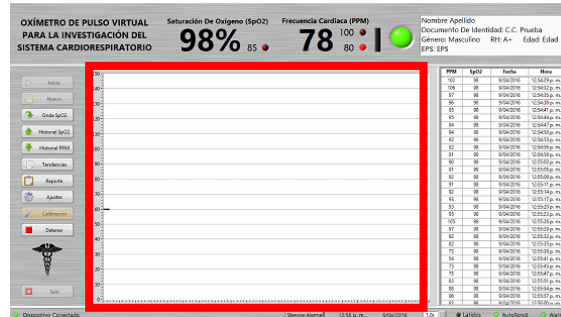


3.1.2. Visualización del comportamiento de la frecuencia cardiaca

Pulse *Historial PPM* para observar el comportamiento de la frecuencia cardiaca del paciente durante toda la sesión.



Una vez aquí aparece la siguiente pantalla:

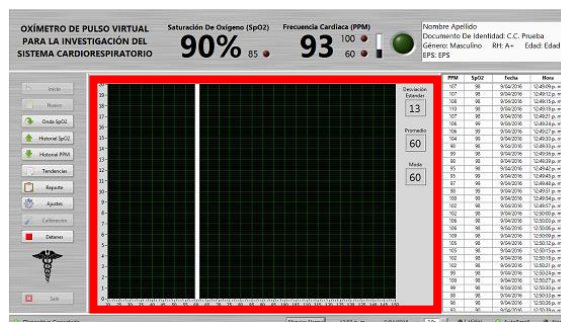


3.1.3. Visualización de estadísticas

Pulse *Tendencias* para observar el análisis estadístico de los datos obtenidos, específicamente, la frecuencia cardiaca; como lo son el histograma de frecuencia, la media, la moda y la desviación estándar.



Una vez aquí aparece la siguiente pantalla:



3.1.4. Obtención de un reporte

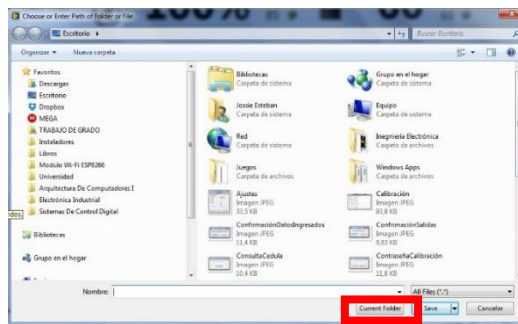
Pulse *Reporte* para la generación de un reporte con los datos y análisis obtenidos en la sesión.



3.1.4.1. Guardar y ubicar un reporte

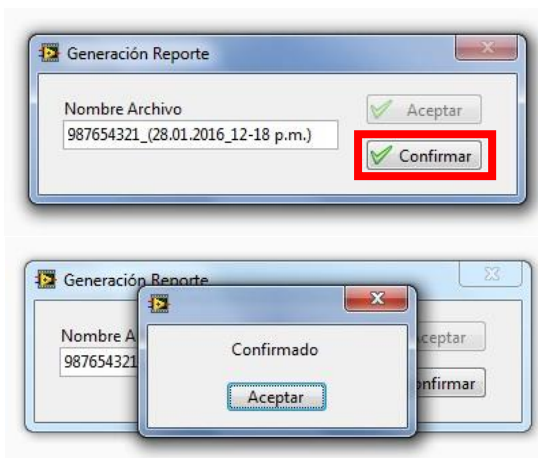
Ya ubicado en el menú *Reporte*, busque y seleccione la carpeta donde desea guardar el documento.

Pulse *Current Folder* para continuar.



Luego aparecerá una ventana con la opción para escribir un nombre. Por defecto el programa tomará el número de documento del paciente y la fecha actual, para cambiarlo escriba el nombre que crea pertinente.

Pulse *Confirmar* si está seguro del nombre y luego pulse *Aceptar*.

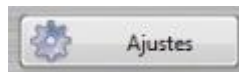


Pulse *OK*, una vez generado el reporte, el programa le avisara que ya fue guardado.



3.1.5. Ajustes

Pulsa *Ajustes* para la configuración de las alarmas y de los límites en que estas se activan, además de la activación del sonido del pulso y el autoscroll de la tabla.



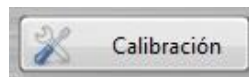
Una vez aquí aparece la siguiente pantalla:



Para realizar configuraciones dirijase al *Capítulo 4*.

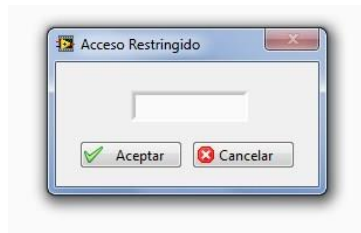
3.1.6. Comportamiento del sistema

Pulse *Calibración* para usar las herramientas de verificación del comportamiento técnico del sistema.



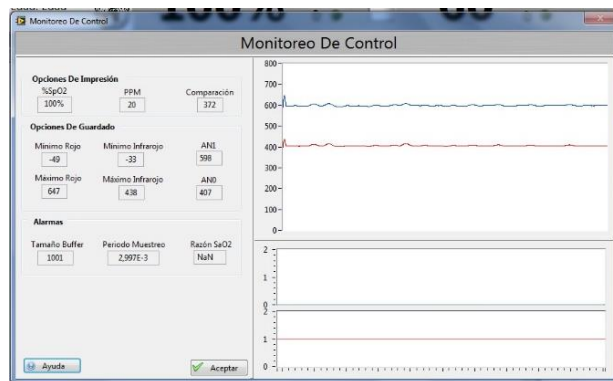
Este es un modo privilegiado, designado solo para mantenimiento, por lo cual requiere de una clave de acceso para ingresar.

Pulse *Aceptar* una vez ingrese la clave o pulse *Cancelar* para salir de este menú.



3.1.7. Visualización del monitoreo de control

Ya ubicado en el menú *Calibración*, se pueden apreciar los valores tomados y las ondas obtenidas del paciente.

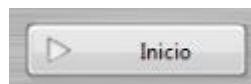


3.2. Botones de Control

Para la interacción con los diferentes modos del proceso, la interfaz posee los siguientes botones.

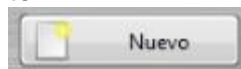
3.2.1. Inicio de prueba

Pulse *Inicio* y se dará comienzo al diagnóstico, aparece la onda pletismográfica y los datos en tiempo real.



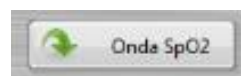
3.2.2. Nueva Prueba

Pulse *Nuevo* para dar comienzo a un nuevo proceso, se procede a *Ingreso de datos* y se continúa con el procedimiento.



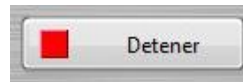
3.2.3. Pantalla principal

Pulse *Onda SpO₂* para regresar al modo principal.



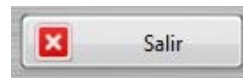
3.2.4. Reinicio del proceso

Pulse *Detener* para interrumpir el proceso y así poder reiniciarlo.



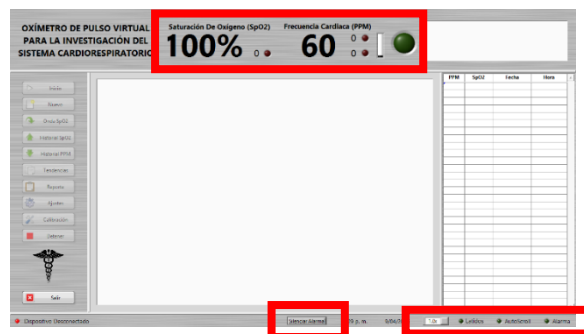
3.2.5. Salida de la aplicación

Pulse *Salir* para el cierre de la interfaz, y del programa.



4. RESULTADOS Y ALARMAS

La visualización de los valores de los signos vitales y de las alarmas se presenta en la pantalla principal.



4.1. Configuración de los parámetros

Los cambios relacionados con los límites en los que se activaran las alarmas se llevan a cabo en el menú *Ajustes*.



4.1.1. Modificación de los límites de SpO₂

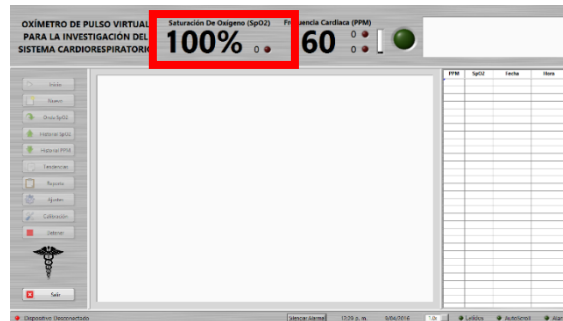
Pulse *Ajustes* en la pantalla principal, en la casilla seleccionada en la figura, modifique el valor al que crea conveniente.

Una vez realizados los cambios confirme pulsando *Aceptar*, en caso contrario pulse *Cancelar*.



4.1.1.1. Verificación visual de activación de alarma SpO₂

Cuando se supere el límite inferior en la SpO₂, se activará un led indicándolo.



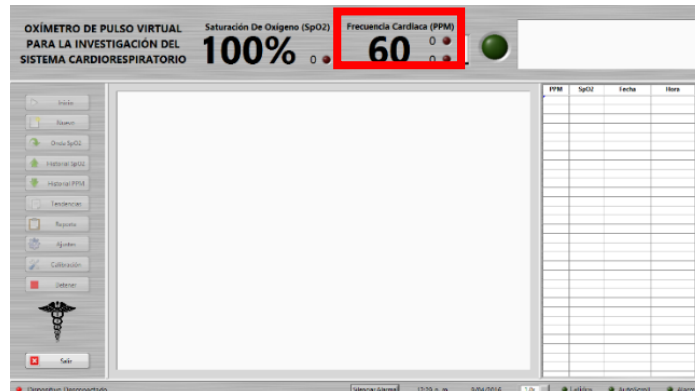
4.1.2. Modificación de límites PPM

Pulse *Ajustes* en la pantalla principal, en las casillas seleccionadas en la figura, modifique los valores a los que crea convenientes. Una vez realizados los cambios confirme pulsando *Aceptar*, en caso contrario pulse *Cancelar*.



4.1.2.1 Verificación visual de activación de alarma PPM

Cuando se supere algún límite en las PPM, se activará un indicador LED de color rojo, abajo para el límite inferior y arriba para el superior.





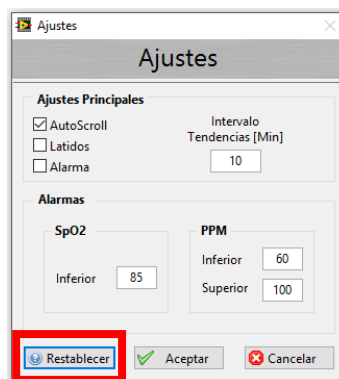
4.1.3. Modificación del intervalo de tendencias

El intervalo de tendencias es el que permite visualizar las estadísticas para un determinado periodo de tiempo. Pulse *Ajustes* en la pantalla, en la casilla seleccionada en la figura, modifique el valor al que crea conveniente. Una vez realizados los cambios confirme pulsando *Aceptar*, en caso contrario pulse *Cancelar*.



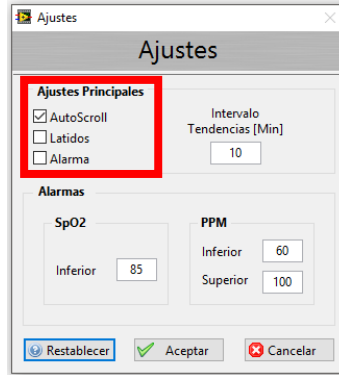
4.1.4. Restablecimiento de los ajustes

Pulse *Ajustes* en la pantalla principal para modificación de ajustes, al pulsar en el botón *Reestablecer* y los valores se restauran a los determinados por el fabricante, los relacionados con los límites, la activación de las alarmas, y la modificación del intervalo de tendencias.



4.1.5. Activación de los parámetros

Dentro de los ajustes principales, cada uno se activa o se desactiva con la marcación o demarcación respectivamente.



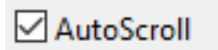
ACTIVACIÓN



DESACTIVACIÓN

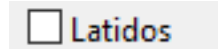
4.1.5.1. AutoScroll

Active *AutoScroll* para activar el desplazamiento automático de cada dato en la tabla que se encuentra en la pantalla principal. Por defecto se encuentra activado.



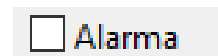
4.1.5.2. Sonido del pulso

Active *Latidos* para escuchar el pulso cardiaco. Por defecto se encuentra desactivado.



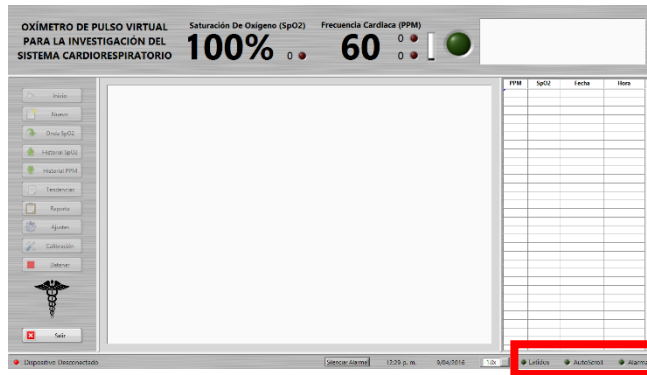
4.1.5.3. Sonido de las alarmas

Active *Alarma* para escuchar un sonido que indica la superación de alguno de los límites de los signos en caso de que alguna anomalía se presente. Por defecto se encuentra desactivado.



4.1.6. Indicadores de ajustes

Al activar alguno de los parámetros mencionados, no es necesario ingresar al menú y verificar, tan solo con observar la esquina inferior derecha de la pantalla principal, es posible identificar cual está activo o no.

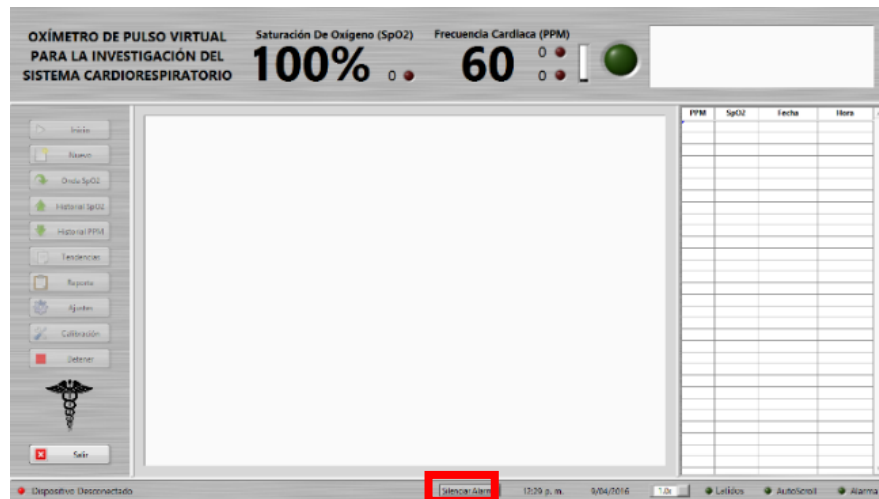


Latidos
 AutoScroll
 Alarma
DESACTIVADOS

Latidos
 AutoScroll
 Alarma
ACTIVADOS

4.1.7. Silenciar alarma

Pulse *Silenciar Alarma* para dejar de escuchar el sonido de la alarma. Esto solo desactivará el sonido, pero la alarma seguirá activada.



CON SONIDO

SIN SONIDO

Anexo H. Manual Técnico

INSTRUCCIONES DE USO

1. INTRODUCCIÓN

1.1. DEFINICIÓN DE FECHA Y HORA

Para emplear datos de hora y fecha actualizados es necesario tener presente que el dispositivo usa los datos proporcionados por el computador, por lo que es importante verificarlos antes de ejecutar la aplicación.

1.2. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO

Su funcionalidad es medir de forma automática y no invasiva la saturación de oxígeno (SpO₂) y la frecuencia cardiaca en pacientes adultos y niños.

Los datos y señales se muestran en el monitor que es empleado por la interfaz, lo que permite una fácil interpretación de los mismos.

Este dispositivo se puede utilizar en la mayoría de los campos donde se requiere la atención médica, ya sea hospitales, clínicas, entre otras instituciones que ofrezcan atención médica, como consultorios médicos y centros de atención personalizada.

No debe hacerse uso de este dispositivo, sin la supervisión de un profesional de atención médica.


1.3. INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES DE USO

El dispositivo no está diseñado, ni destinado para ser utilizado en cualquier campo, solo para los casos indicados.

- ✓ ESTE DISPOSITIVO NO ESTA DISEÑADO PARA PACIENTES NEONATOS. Para dar mayor seguridad en la medición de la SpO₂ y el pulso, es necesario conectar una pinza, que se adapte para cumplir estos requerimientos.
- ✓ Este dispositivo no se debe emplear en pacientes que posean sistemas de circulación extracorporal.
- ✓ Este dispositivo no está diseñado a prueba de desfibriladores.

1.4. SÍMBOLOS Y DESCRIPCIONES

Todo el personal que manipule el dispositivo debe conocer esta información general de seguridad.

 **Símbolos de seguridad** Advertencia: Identifica información incluida en el manual para evitar el fallo del equipo.



Precaución: Consulte el manual para mayor información.



Equipo tipo BF.



Manipular con cuidado.



Humedad de almacenamiento.



Temperatura de transporte.



Equipo clase III.

IPX0 Equipo no está protegido contra la entrada de líquido.



Conexión de CC.



Conexión USB.



No deseche este producto como residuo municipal sin clasificar. Prepare este producto para su reutilización o recolección por separado.

2. ADVERTENCIAS Y PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

Todas estas normas de seguridad deben ser conocidas por el personal que utiliza el dispositivo.

2.1. ADVERTENCIAS GENERALES

Cuando se presenta una declaración de advertencia, esto indica una condición o práctica que, si no se corrige o suspende al instante, puede ocasionar una lesión en el paciente o mala obtención de los datos.



ADVERTENCIA Antes de usar del dispositivo, leer instrucciones, advertencias y precauciones.

ADVERTENCIA Cuando el dispositivo sufra de una caída o algún daño, estos deben ser controlados por personal calificado. No utilice el dispositivo si detecta algún daño.

ADVERTENCIA Este sistema debe ser utilizado por usuarios médicos, que tengan la capacidad de medir e interpretar los signos vitales de un paciente.

ADVERTENCIA Este dispositivo no es a prueba de desfibrilador.

ADVERTENCIA Evite que se los conectores del equipo sean mojados, ya sea con agua u otros líquidos, en caso de que ocurra, séquelos y controle las funciones operativas, con el fin de comprobar su correcto funcionamiento.

ADVERTENCIA Cada 3 meses, haga control de la pinza y accesorios verificando que no estén dañados o desgastados; en caso extremo reemplácelos.

ADVERTENCIA El dispositivo no debe ser conectado en pacientes que se encuentren conectados a una bomba de circulación extracorpórea.

ADVERTENCIA El dispositivo no funciona eficazmente en pacientes con convulsiones o temblores.

ADVERTENCIA Utilice accesorios compatibles con la marca Nellcor.

ADVERTENCIA La pinza está diseñada para la medición de oximetría de pulso. No intente conectarla en un computador o dispositivo similar.

ADVERTENCIA No utilice la pinza dañada, o con los componentes ópticos expuestos.


ADVERTENCIA No utilice la pinza durante una resonancia magnética (RM). Se puede inducir una corriente, causando quemaduras, además afectaría la exactitud de las mediciones.

ADVERTENCIA No moje la pinza o los cables de conexión, los sensores no son a prueba de agua.

ADVERTENCIA No esterilice la pinza con radiación, vapor u óxido de etileno.

ADVERTENCIA Este dispositivo se diseñó para proveer una advertencia temprana. En caso de falta de oxigenación del paciente, un examen de sangre permitiría comprender mejor la condición del paciente.

2.2. PRECAUCIONES GENERALES

 **PRECAUCIÓN** Asegúrese de que el dispositivo este ubicado sobre una superficie estable.

PRECAUCIÓN No derrame líquidos sobre el equipo.

PRECAUCIÓN En el caso de que alguna medición no sea exacta, controle los signos vitales del paciente mediante otro método, para así verificar su correcto funcionamiento.

PRECAUCIÓN Algunas condiciones fisiológicas como la hemoglobina disfuncional, la tensión arterial, la baja perfusión, los pigmentos oscuros y los colorantes aplicados exteriormente, tales como esmaltes de uñas, tintura o cremas pigmentadas, puedan afectar la exactitud de las mediciones.

PRECAUCIÓN Algunos sensores pueden no ser adecuados para un paciente determinado. Si no se pueden observar al menos 15 segundos de pulsos de perfusión para un paciente determinado, cambie la ubicación del sensor para reanudar la perfusión.

PRECAUCIÓN Tenga en cuenta características del paciente tales como el peso y el nivel de actividad, la suficiencia de perfusión, los lugares disponibles para la colocación del sensor y la duración anticipada de la monitorización.

3. CONFIGURACIÓN

El sensor de la SpO₂ consta de una pinza reutilizable y un cable de extensión. Para conectarla a la tarjeta, prosiga los siguientes pasos:

- a. Alinee la forma del conector DB9 con el puerto de la tarjeta.
- b. Empuje con firmeza el conector dentro del puerto de conexión.
- c. Alinee el extremo opuesto del cable con el sensor y conéctelo.

Factores que pueden llegar a afectar la medición de los signos vitales:

- ✓ Exceso de movimientos.
- ✓ Exceso de luz ambiente.
- ✓ Pulsaciones venosas.

- ✓ Esmalte de uñas.
- ✓ Colorantes de uso cardiovascular.
- ✓ Interferencia electroquirúrgica.
- ✓ Catéteres arteriales, sondas por infusión, tensión arterial, etc.
- ✓ Sensor mal colocado.
- ✓ Paciente con mala perfusión.

4. COLOCACIÓN DEL SENSOR

Para obtener los mejores datos acerca de la SpO₂ y la frecuencia cardiaca, lleve a cabo los siguientes pasos:

a. Introduzca el dedo del paciente por completo dentro del sensor.

La interfaz le indicara que el paciente está conectado. El sensor tarda aproximadamente 3 segundos en determinar los valores de SpO₂ y frecuencia cardiaca. Cuando se determinan los valores iniciales, aparecen en el área de visualización respectivamente. Si considera que no hay exactitud en los datos obtenidos, utilice un método alternativo para comprobar los signos vitales del paciente.

b. Controle periódicamente los sitios de colocación del sensor para evaluar la circulación, la sensibilidad de la piel y la ubicación del sensor.

c. Al detener el proceso, el equipo continúa mostrando la última lectura.

5. ESPECIFICACIONES

5.1. EXACTITUD DEL EQUIPO

SpO₂: ± 0,57%.

Frecuencia cardíaca: ± 1,2%.

5.2. RANGO DE MEDICIÓN

SpO₂: 85% a 100%.

Frecuencia cardiaca: 35 a 200 PPM.

5.3. PRECISIÓN

SpO₂: ± 2.

Frecuencia cardiaca: ± 2.

5.4. RESOLUCIÓN

SpO₂: ± 1.

Frecuencia cardiaca: ± 1 .

5.5. ESPECIFICACIONES MECÁNICAS

Dimensiones

Altura: 14 mm.

Longitud: 79 mm.

Ancho: 66 mm.

Peso

Aproximadamente 20 gramos.

Portabilidad

Puede transportarse con la mano, ya que es de tamaño reducido.

5.6. ESPECIFICACIONES ELÉCTRICAS

El equipo funciona conectado a un computador, requiere de una alimentación por puerto USB, con valor de 5 Voltios, y corriente menor a 150 mA. La potencia promedio que consume el sistema es de 700 mW.

6. MANTENIMIENTO

- Limpie el sensor reutilizable de SpO₂ con una solución de alcohol isopropílico al 70 % y déjelo secar al aire.
- No sumerja el sensor ni el cable en ningún tipo de líquido.
- Cada 3 meses, controle que el cable de SpO₂ y los accesorios no estén dañados ni desgastados. Si es necesario, cámbielos.

7. CALIBRACIÓN

No hay forma de cambiar la calibración del módulo de medición. Si el módulo de medición no está calibrado, llame al servicio técnico.

8. DESECHO DE LOS ACCESORIOS

Deseche todos los sensores y cables conforme a las normas locales, gubernamentales y del establecimiento.