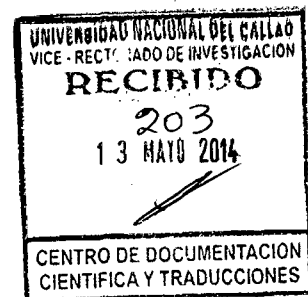
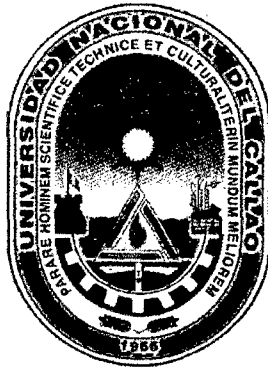


66



JUL 2014

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO,  
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA  
INSTITUTO DE INVESTIGACIÓN DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA  
ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**



**INFORME FINAL DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN  
“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO DE  
OXIMETRÍA DE PULSO MEDIANTE UNA TARJETA  
NIDAQ Y LABVIEW”**

**AUTOR: NICANOR RAÚL BENITES SARAVIA**

**(PERIODO DE EJECUCIÓN: Del 01 DE ABRIL 2013 AL 31 DE MARZO 2014)**

**(RESOLUCIÓN RECTORAL N° 375-2013-R)**

**CALLAO – 2014**

I.	INDICE	1
II.	RESUMEN y ABSTRACT	3
III.	INTRODUCCION	5
3.1	Planteamiento del Problema de Investigación	5
3.2	Objetivos y Alcances de la Investigación	5
3.2.1	Objetivos	5
3.2.2	Alcances	6
3.3	Importancia y Justificación de la Investigación	6
3.4	Formulación de la Hipótesis	6
IV.	MARCO TEORICO	8
4.1	Cuestiones previas	8
4.2	La Oximetría de Pulso	11
4.3	Tipos de sensores de oxímetros	12
4.4	Principios e Interpretación Clínica	14
4.4.1	Principios	14
4.4.2	Interpretación Clínica	22
V.	MATERIALES Y MÉTODOS	24
5.1	Materiales	24
5.2	Métodos	24
5.2.1	Diseño e Implementación de la etapa de Sensado y Acondicionamiento	24
5.2.2	Diseño de la etapa de Conversión A/D usando la NIDAQ USB-6008	27
5.2.3	Programación en Lenguaje Gráfico (LabVIEW)	29
VI	RESULTADOS	32
6.1	Resultados de las pruebas de oximetría de pulso	32
VII	DISCUSION	34

7.1	Comparación de resultados	34
7.2	Conclusiones y recomendaciones	34
VIII	REFERENCIALES	36
IX	APÉNDICES	38
	Apéndice A	38
	Programa en LabVIEW del Sistema de Oximetría (Diagrama de Bloques)	
	(Autoría propia)	
	Apéndice B	40
	Panel Frontal del Sistema de Oximetría (Panel del Usuario)	
	(Autoría propia)	
X	ANEXOS	41
	• Matriz de Consistencia	41

## II. RESUMEN y ABSTRACT

### Resumen

El presente trabajo de investigación trata sobre el diseño e implementación de un módulo de oximetría de pulso mediante una tarjeta de adquisición de bajo costo y el uso de LabVIEW, que permita la medición no invasiva de pacientes hospitalizados, así como la atención de pacientes con atención domiciliaria particular.

Se realizaron pruebas con 10 personas diferentes entre los 10 a 50 años, obteniéndose lecturas comprendas entre 42 a 98.5 % de  $S_{pO_2}$ . Valores inferiores a 92% corresponden a patologías pulmonares crónicas.

Respecto al montaje experimental del *Oxímetro de Pulso*, se puede anotar que tiene la ventaja que al ser diseñado virtualmente se evitan fallas por mantenimiento físico de los componentes, tales como: limpieza, recalibración y cambio de circuitos integrados, entre otros. El módulo de Oximetría de Pulso se implementa con base en programación gráfica, lo cual genera avances significativos para la captura y procesado de la información almacenada en la computadora, ya que con esto se evita la programación elaborada de formatos y funciones escritas complicadas. Además, permite su comparación con otras bases de datos almacenadas de los pacientes clínicos tratados previamente; no siendo esto posible que con el equivalente de los costos empleados para la generación de este sistema de desarrollo se pueda adquirir equipo comercial que proporcione los mismos servicios.

Debido a que en el *software* LabVIEW se desarrolla el programa de medición, esto nos permite crear el programa de forma ejecutable, evitando así la compra e instalación del *software* completo, y con la facilidad de la instalación en red eliminamos la necesidad de tener un aparato por cada paciente. Aunque cabe recalcar que en las máquinas donde opere el sistema se requiere el puerto USB, elemento ya común en todas las PC.

## **Abstract**

The present research work deals with the design and implementation of a module of pulse oximetry using a card purchase of low-cost and the use of LabVIEW, which enable measurement of noninvasive hospitalized patients, as well as the care of patients with particular home care.

Tests were conducted with 10 different people between 10 to 50 years, obtaining readings to understand between 42 to 98.5% of SP02. Values lower than 92% correspond to chronic pulmonary diseases.

Regarding the experimental set-up of Pulse Oximeter, you can score has the advantage that being designed virtually avoided failure by physical maintenance of the components, such as: cleaning, recalibration and integrated circuits, among others. Pulse oximetry module is implemented based on graphic programming, which generates significant advances for the capture and processing of the information stored in the computer, since this avoids the elaborate programming formats and complicated written functions. It also allows comparison with other stored databases of clinical patients treated previously; This not being possible to that on the equivalent of costs used for the generation of this development system it may acquire equipment business to provide the same services.

Because the software LabVIEW develops measurement program, this allows us to create the program executable, thus avoiding the purchase and installation of the complete software, and with the ease of installation network we eliminated the need to have a device for each patient. Although it should be noted that machines where operating system requires USB port, already common element in all PCs.

### **III. INTRODUCCION**

#### **3.1 Planteamiento del Problema de Investigación**

En nuestro País, el aumento de las personas que padecen alguna enfermedad del sistema respiratorio están relacionadas con la contaminación del medio ambiente, convirtiéndose en un problema de salud pública, que generalmente es resuelto con equipamiento importado relativamente costoso, dependiendo del equipo y sus prestaciones. Particularmente, un equipo de oximetría de pulso, que permite medir el nivel de saturación de la sangre es de suma importancia.

En consecuencia, el problema a resolver es diseñar e implementar un módulo de oximetría de pulso mediante una tarjeta de adquisición de bajo costo y el uso de LabVIEW, que permita la medición no invasiva de pacientes hospitalizados, así como la atención de pacientes con atención domiciliaria particular. En tal sentido, es que se plantea la siguiente problemática:

¿Es posible diseñar e implementar un módulo de oximetría de pulso de bajo costo, para el monitoreo no invasivo de pacientes con problemas respiratorios?

#### **3.2 Objetivos y Alcances de la Investigación**

##### **3.2.1 Objetivos**

###### **Objetivo general**

El objetivo general del presente trabajo de investigación es diseñar e implementar un módulo de oximetría de pulso de bajo costo para la atención de enfermedades respiratorias.

###### **Objetivo específico**

El objetivo específico del presente trabajo es implementar un módulo de oximetría de pulso usando la tarjeta de adquisición de datos NI USB-6008 y el software LabVIEW.

### **3.2.2 Alcances**

El uso de la herramienta de software LabVIEW es de suma importancia por la posibilidad de programar en lenguaje G, simplificando la implementación de filtros y otras funciones mediante VIs, así como la facilidad de interactuar en tiempo real.

### **3.3 Importancia y Justificación de la Investigación**

Muchas veces la realización de una medida requiere la intervención de varios instrumentos, entre ellos aquellos que recogen información de determinadas variables biológicas o signos vitales a ser monitoreadas. Actualmente, la comercialización de sensores no invasivos y de dispositivos electrónicos especializados de bajo costo, ligados al uso de herramientas de software amigables como es el caso de LabVIEW, hacen posible la realización de proyectos fiables al alcance de sectores económicos de bajos recursos.

En el presente proyecto, se ha construido un módulo de oximetría de pulso no invasivo de bajo costo, contribuyendo así a la innovación tecnológica en nuestro país, accesible al mercado nacional, por lo que el esfuerzo del presente trabajo se justifica.

### **3.4 Formulación de la Hipótesis**

En función del planteamiento del problema, de las interrogantes planteadas del problema, de los antecedentes técnicos, así como de los objetivos generales y específicos que se persigue, es que se plantea la siguiente hipótesis:

“El diseño e implementación de un módulo de oximetría de pulso, permitirá contar con un prototipo básico para el monitoreo de pacientes hospitalizados y, en especial, de pacientes en situación crítica”.

En este sentido, las variables que se operan son las siguientes:

**Variable dependiente:**

- Saturación de oxígeno transcutánea (SatO<sub>2</sub>) de la sangre arterial.

**Variable independiente:**

- Referencia de la saturación de oxígeno (Ref\_SatO<sub>2</sub>)



#### IV. MARCO TEORICO

##### 4.1 Cuestiones Previas

Dentro de los signos vitales considerados para el monitoreo de la salud del individuo, está el monitoreo de oxígeno en la sangre, juntamente con las señales de presión sanguínea, temperatura corporal, y la frecuencia cardíaca y respiratoria.

Históricamente, la realización de tal medida era difícil, pues algunos de los métodos disponibles eran invasivos. Asimismo los tiempos de las mediciones de oxígeno en la sangre eran muy largos, y no podían ser utilizados en para monitoreo de pacientes en condiciones de riesgo, como por ejemplo durante las cirugías, en anestesia y en situaciones críticas, como en unidades de tratamiento intensivo, en que a falta de oxígeno puede llevar rápidamente a daños irreversibles. En la Tabla 4.1 se presenta una lista de los tiempos de sobrevivencia de diversos tipos de tejido cuando están expuestos por falta de oxígeno [9].

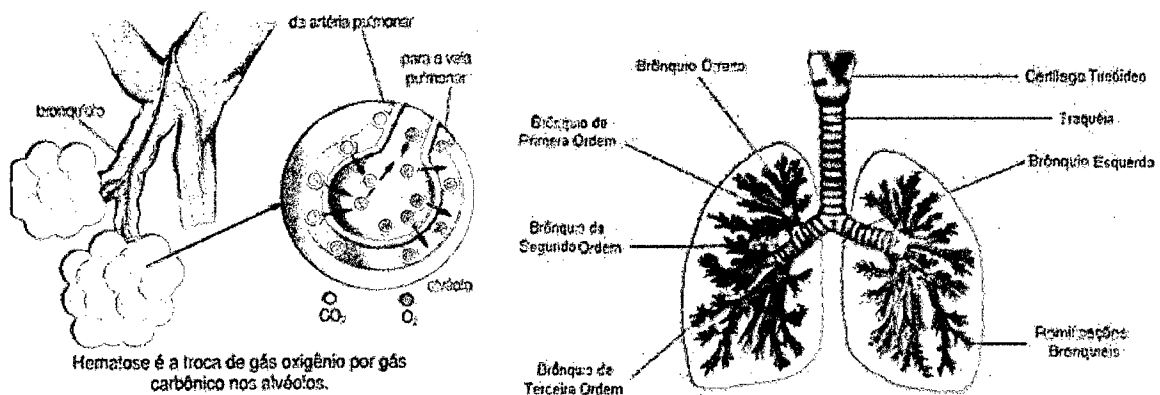
**Tabla 4.1**  
**Tiempos de sobrevivencia de órganos por falta de oxígeno**

<b>Órgano</b>	<b>Tiempo de sobrevivencia después de la ocurrencia de la Anoxia</b>
Córtex Cerebral	Menos de 1 minuto
Corazón	5 minutos
Riñón e Hígado	10 minutos
Músculos Esqueléticos	2 horas

## ⚠ Hipoxia

De acuerdo con [9], en condiciones normales, el oxígeno inspirado por los pulmones es transferido a la sangre, siendo este proceso conocido como hematosis, que ocurre en los alveolos pulmonares (ver Figura 4.1).

**Figura 4.1**  
**Alveolos pulmonares y los pulmones**

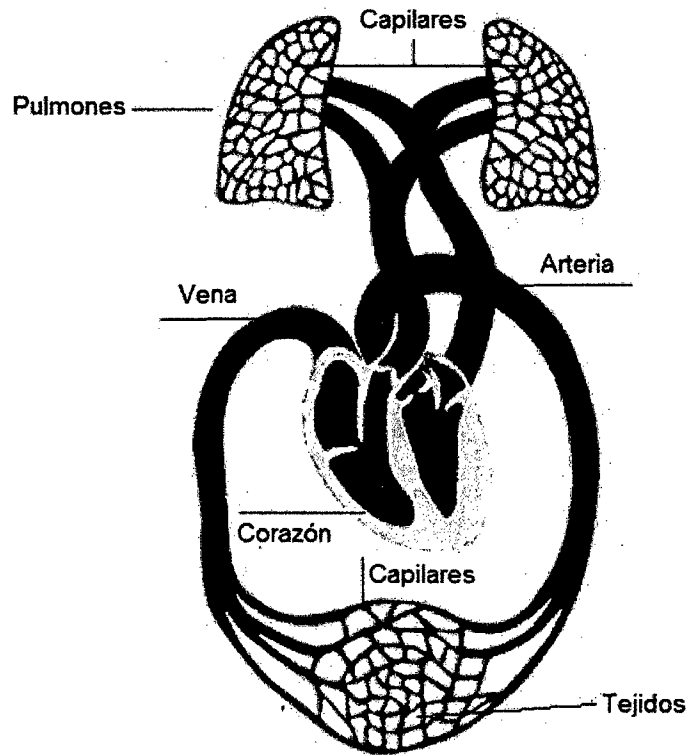


Fuente: WEBATER, 1997.

El aire entra en los pulmones, y en él se efectúan los intercambios gaseosos entre el aire del ambiente y la sangre. La sangre oxigenada circula por el corazón, órgano que bombea la sangre a todos los tejidos del cuerpo a través del sistema circulatorio (ver Figura 4.2). Los tejidos consumen sangre oxigenada y la sangre no oxigenada (con CO<sub>2</sub>) recircula nuevamente hacia el pulmón para volver a oxigenarse.

Alguna deficiencia en este proceso, puede ocurrir la denominada hipoxia, que es una situación ocurrida cuando el oxígeno en los tejidos corporales es insuficiente, la cual puede ocurrir por diversos motivos (ver Tabla 4.2).

**Figura 4.2**  
**Esquema de la circulación sanguínea**



**Tabla 4.2**  
**Diferentes tipos de causas de deficiencias de oxigenación.**

Tipo de Hipoxia	Descripción
Hipoxia Hipóxica	Sangre arterial mal oxigenada debido a baja fracción de oxígeno inspirado (FIO <sub>2</sub> ) o enfermedad circulatoria
Hipoxia Anémica	Sangre no transporta oxígeno normalmente debido a hemoglobina anormal.
Hipoxia Circulatoria	Circulación sanguínea inadecuada
Hipoxia Histotóxica	El tejido es incapaz de utilizar el oxígeno disponible

Los oxímetros apenas estiman la oxigenación sanguínea ( $S_pO_2$ ), o sea, detectan hipoxemia, que proporciona un indicio que puede llevar a la hipoxia. Por lo tanto, su uso aislado no debe servir como referencia para el monitoreo del estado de salud de un individuo.

#### **✦ Hiperoxia**

Ocurre cuando al revés de una oxigenación menor de la normal de la sangre, hay una oxigenación mayor que lo normal. Esta situación también es peligrosa debido a la naturaleza tóxica del oxígeno en cantidades excesivas. Estudios demuestran que el uso de oxímetros para esa situación no es recomendado.

## **4.2 La Oximetría de Pulso**

La oximetría de pulso es, probablemente, una de las mejores herramientas de monitoreo que hayan sido desarrolladas en los últimos años y brinda información no solo de la saturación de la hemoglobina, sino también de la frecuencia y ritmo del pulso periférico [5].

La oximetría a menudo se considera la quinta muestra vital, después del ritmo cardíaco, la presión arterial, temperatura y frecuencia respiratoria. Sirve como herramienta importante para el asistente sanitario proporcionando un control continuo de la saturación arterial del oxígeno del paciente ( $SaO_2$ ).

Un monitor de oxígeno sanguíneo muestra el porcentaje de la hemoglobina arterial en la configuración oxihemoglobina. Los rangos normales van de 95 a 100 por ciento, aunque son frecuentes los valores que bajan hasta el 90%. Para un

paciente respirando aire ambiente, en alturas no muy por encima del nivel del mar, se puede hacer una buena estimación de la  $pO_2$  arterial con un buen monitor.

Un oxímetro de pulso es un instrumento de medición particularmente conveniente y no invasivo. Normalmente, tiene un par de pequeños diodos emisores de luz (LED) de cara a un fotodiodo a través de una porción traslúcida del cuerpo del paciente, generalmente un dedo o el lóbulo de una oreja. Uno de los LED es de color rojo, con longitud de onda de 660 nm, y el otro está en el infrarrojo, 905, 910, o 940 nm. La absorción de estas longitudes de onda es muy diferente entre la oxihemoglobina y su forma desoxigenada, por lo tanto, de la relación entre la absorción de la luz roja e infrarroja se puede calcular la diferencia entre la oxihemoglobina y desoxihemoglobina. La absorbancia de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina es la misma (punto isosbético) para las longitudes de onda de 590 y 805 nm; los primeros oxímetros usaban estas longitudes de onda para la corrección de la concentración de hemoglobina [8].

El módulo de oximetría de pulso propuesto, presenta la siguiente estructura:

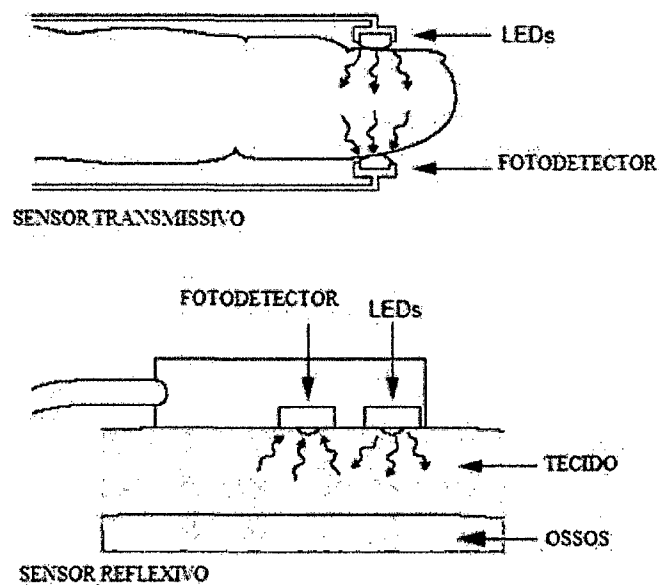
1. Sensor Óptico
2. Acondicionamiento de señal
3. Adquisición de datos con tarjeta NIDAQ
4. Procesamiento y cálculo de la saturación de oxígeno mediante LabVIEW

#### **4.3 Tipos de sensores de oxímetros**

Existen básicamente dos tipos de sensores para oxímetros de pulsos: por reflexión y por transmisión [1], [3]. El oxímetro de pulso por transmisión utiliza la luz transmitida a través de los tejidos para determinar la tasa de sangre oxigenada/sangre no

oxigenada. En este caso, el fotodetector y el emisor se encuentran en lados opuestos en relación al objeto que está siendo medido. En cambio, el oxímetro de pulso por reflexión posee el emisor y el detector situados en el mismo lado, de tal modo que la luz reflejada en el detector permite estimar la tasa de sangre oxigenada/sangre no oxigenada. En la Figura 4.3 se ilustra dos tipos de sensores.

**Figura 4.3**  
**Modo de funcionamiento de dos tipos de sensores**



La principal diferencia de las aplicaciones de estos dos tipos de sensores es su posicionamiento o localización, considerando que el modelo por reflexión puede ser localizado en cualquier parte del cuerpo, entretanto el sensor por transmisión se muestra menos sensible a movimientos del dedo.

## 4.4 Principios e Interpretación Clínica

### 4.4.1 Principios

Entre los principios físicos inmersos en la determinación de la oxigenación sanguínea, se pueden citar a la Ley de Lambert-Beer, la espectrometría y el efecto fotoeléctrico [5], [8].

#### ❖ Ley de Lambert-Beer

La hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) y la hemoglobina desoxigenada (Hb) absorben y transmiten determinadas longitudes de onda del espectro luminoso. En este caso, se tiene para la luz roja, a 660 nm, y para la luz infrarroja, a 910 nm. La física de la oximetría de pulso se basa en la ley de Lambert-Beer, en la que intervienen el coeficiente de extinción, la concentración y la longitud de la vía óptica.

La razón entre las señales eléctricas del rojo y el infrarrojo se usa para obtener el SpO<sub>2</sub> a través de la fórmula dada por:

$$S_p O_2 = f((\delta R / R) / (\delta IR / R)) \quad (4.1)$$

De acuerdo a (4.1), el factor de modulación en el flujo sanguíneo se define por (4.2) donde designamos  $f(\cdot)$  como la función del SPO<sub>2</sub>:

$$f(\cdot) = \frac{\ln \left( \frac{\int \varphi_r(\lambda) S(\lambda) \tau(\lambda) d\lambda}{\int \varphi_r(\lambda) S(\lambda) \tau(\lambda) \tau_0(\lambda) d\lambda} \right)}{\ln \left( \frac{\int \varphi_{ir}(\lambda) S(\lambda) \tau(\lambda) d\lambda}{\int \varphi_{ir}(\lambda) S(\lambda) \tau(\lambda) \tau_0(\lambda) d\lambda} \right)} \quad (4.2)$$

Donde:

$\varphi_r(\lambda)$ , radiación de espectro relativa a la densidad de flujo en el rango rojo del oxímetro;

$\varphi_{ir}(\lambda)$ , radiación de espectro relativa a la densidad de flujo en el rango infrarrojo del oxímetro;

$S(\lambda)$ , sensibilidad de espectro relativo al detector del oxímetro;

$k(\lambda)$ , función de espectro en la absorbancia sanguínea;

$\Delta d$ , incremento en anchura del flujo sanguíneo;

$\tau(\lambda)$ , función de transmitancia espectral relativa del objeto a medir (p. ej. dedos, lóbulo de la oreja);

$\tau_0(\lambda)$ , función de transmitancia espectral relativa al incremento del flujo sanguíneo en presencia del sensor.

La ecuación que representa a ley de Lambert-Beer viene dada por:

$$\tau_0(\lambda) = e^{-k(\lambda)\Delta d} \quad (4.3)$$

Si el ancho de radiación espectral de las fuentes usadas es insignificante, entonces se simplifica a la siguiente relación:

$$f(\cdot) = k_r(\lambda) / k_{ir}(\lambda) \quad (4.4)$$

#### ❖ **Espectrofotometría**

De acuerdo con (ELSHARYDAH, 2006), cada sustancia posee una capacidad única de absorción de luz, que es una función de la longitud de onda de luz incidente, llamada espectro de absorción. La Figura 4.4 representa los dos principales tipos de hemoglobina, oxigenada ( $\text{HbO}_2$ ) y no oxigenada (Hb) y la Figura 4.5 muestra el espectro de absorción de luz correspondiente.



Además, la Ley de Lambert-Beer establece que la intensidad de luz que atraviesa un medio disminuye exponencialmente con la distancia de acuerdo con la ecuación (4.5):

$$I = I_0 e^{-\epsilon c x} \quad (4.5)$$

donde:

$I_0$ : Intensidad de luz incidente, en  $W/m^2$

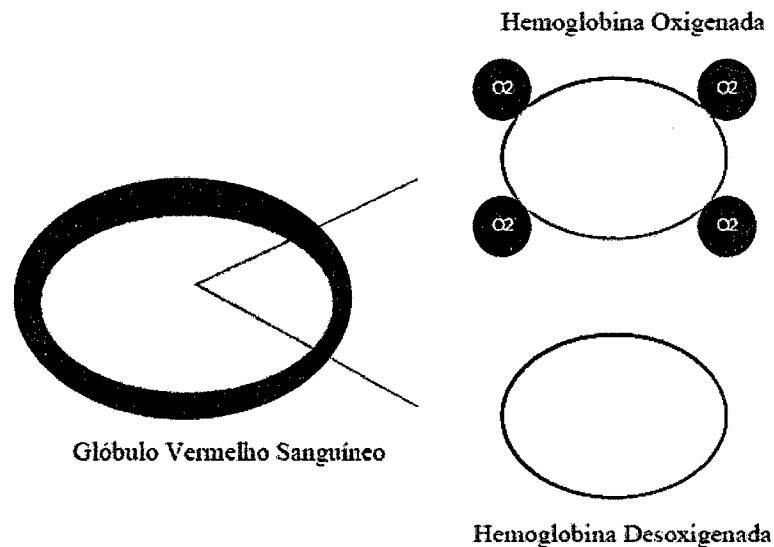
$I$ : Intensidad de luz transmitida emergiendo del medio, en  $W/m^2$

$\epsilon$ : Coeficiente de extinción, en  $l.mmol^{-1}.cm^{-1}$

$c$ : Concentración del medio, en  $mmol.l^{-1}$

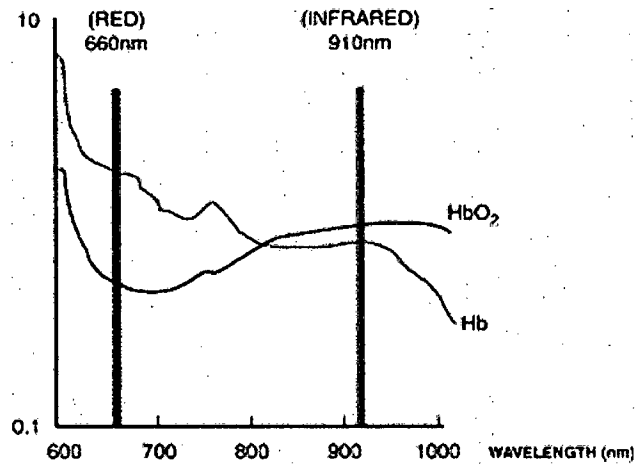
$x$ : Longitud de la vía óptica, en cm.

**Figura 4.4:** Hemoglobina oxigenada y desoxigenada contenida dentro de una célula sanguínea.



Fuente: WEBSTER, 1997

**Figura 4.5**  
**Relación entre el coeficiente de extinción y**  
**longitud de onda, en nanómetros (nm)**



En la Tabla 4.3 se presenta los valores nominales de los puntos de interés, para ondas de luz infrarroja (940nm) y roja (660nm). Cuanto mayor es el coeficiente de extinción, mayor es la absorción de luz por la sustancia.

**Tabla 4.3**  
**Coefficientes de extinción para hemoglobina oxigenada y**  
**desoxigenada para longitudes de onda de rojo e infrarrojo.**

Longitud de onda, (nm)	Coeficiente de extinción para hemoglobina oxigenada y desoxigenada para longitudes de onda de luz roja e infrarroja (L.mol <sup>-1</sup> .cm <sup>-1</sup> )	
	Hb	HbO <sub>2</sub>
640	810	80
940	180	290

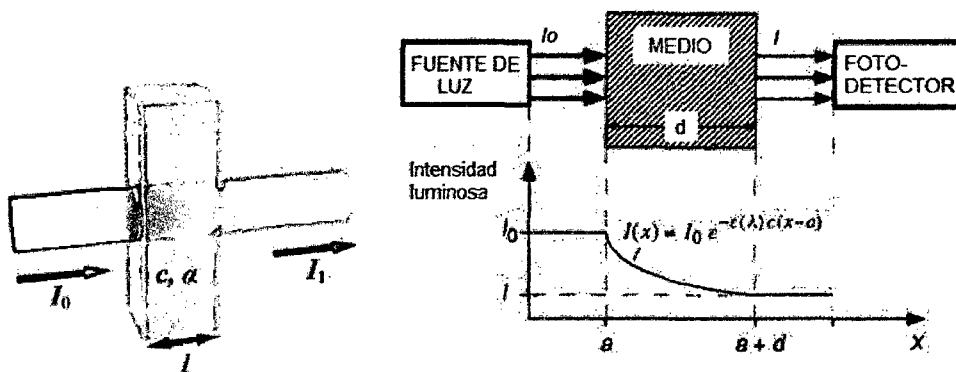
## ❖ Efecto Fotoeléctrico

Efecto a partir del cual la luz excita electrones de metales proporcionalmente a la intensidad de luz. Es el principio básico utilizado por la espectrometría para determinar cuanta luz será transmitida. Cuando la luz proveniente de una fuente monocromática es dirigida a través de una sustancia de la que se desea determinar su espectro de absorción, la sustancia absorbe parte de la luz incidente y transmite la restante, el cual es detectado por un fotodetector, que utiliza el efecto fotoeléctrico para medir la intensidad de luz transmitida.

En un oxímetro de pulso, el sensor consiste en dos diodos emisores de luz, uno para la luz roja y otro para la infrarroja, y un fotodiodo detector.

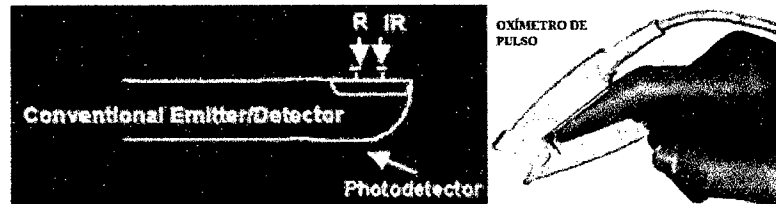
Para mejorar el rendimiento, los diodos emisores y el detector deben colocarse en puntos opuestos de un lugar perfundido que sea translúcido. El fotodiodo mide tres niveles lumínicos diferentes: la luz roja, la luz infrarroja y también la luz ambiente (Ver Figura 4.6). Asimismo, en la Figura 4.7 se muestra el posicionamiento del dedo en la pinza oximétrica.

**Figura 4.6**  
**Posiciones de los emisores v receptor.**



**Figura 4.7**

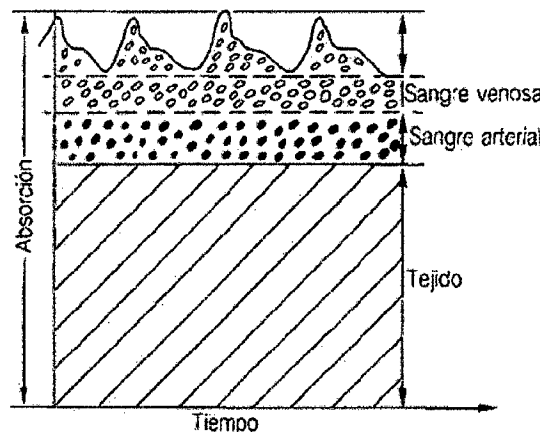
**Posicionamiento del dedo en la pinza oximétrica.**



El circuito de oximetría de pulso transmite luz roja e infrarroja a través de tejido perfundido y detecta las señales fluctuantes causadas por los pulsos de la presión arterial. La sangre bien oxigenada es de color rojo vivo, mientras que la sangre con oxigenación deficiente es de color rojo oscuro. El oxímetro determina la saturación de oxígeno funcional de la hemoglobina arterial a partir de esta diferencia de color, midiendo la proporción de la luz roja e infrarroja absorbida durante las fluctuaciones del volumen sanguíneo con cada latido cardíaco. Ya que las condiciones estacionarias (flujo sanguíneo venoso estacionario, el espesor de la piel, los huesos, las uñas, etc.) no provocan fluctuaciones, tampoco afectan las mediciones de saturación (Ver Figura 4.8).

**Figura 4.8**

**Absorción de la luz transmitida a través de la piel**



Sin embargo, el oxímetro no podrá proporcionar un valor si se transmite poca luz o si el pulso es insuficiente. Los oxímetros utilizan luz de dos colores diferentes y, por lo tanto, tienen la capacidad de determinar un componente de la sangre. Los valores de saturación de oxígeno obtenidos se aproximarán mucho a los valores de saturación fraccional obtenidos por co-oximetría, si los niveles de saturación de hemoglobina disfuncional son insignificantes. A efectos prácticos, el oxímetro pasa por alto la carboxihemoglobina (monóxido de carbono). La presencia de niveles excesivamente elevados de metahemoglobina sesga las lecturas hacia el 85% (Ver Figura 4.9).

La medición se basa en que el flujo de sangre arterial es pulsátil y el resto de los fluidos y tejidos no. La pulsación de sangre arterial modula la luz que lo atraviesa, mientras que los otros fluidos y tejidos no manteniendo una absorción constante.

Se asume en el lugar de medición, que la componente arterial pulsátil (CA) hace variar la luz absorbida por el aumento de longitud del camino óptico, y modificándose las porciones relativas de HbO<sub>2</sub> (concentración de hemoglobina saturada de oxígeno) y Hb (concentración total de la hemoglobina). Para obtener el valor de SpO<sub>2</sub> se mide las componentes de CA y CC para cada  $\lambda$ . Primero se mide en diástole. Esto representa la absorción de componentes estáticos y es referencia para la parte pulsante de la absorción.

Luego se mide durante sístole, cuando sangre pulsante entra a los tejidos. Finalmente se calcula R, que es un cociente normalizado de luz transmitida. Al ser

normalizado no requiere calibración. Valores normales de saturación están entre 87 y 97% (ver Figura 4.10).

Figura 4.9

Los coeficientes de extinción de las cuatro especies de hemoglobina en los rangos de longitud de onda del rojo y del infra-rojo

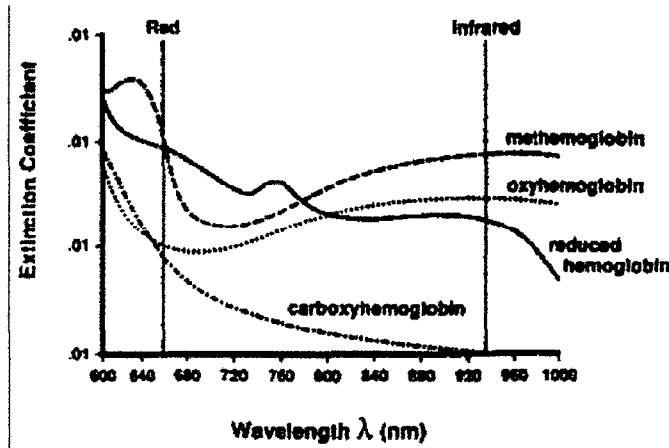
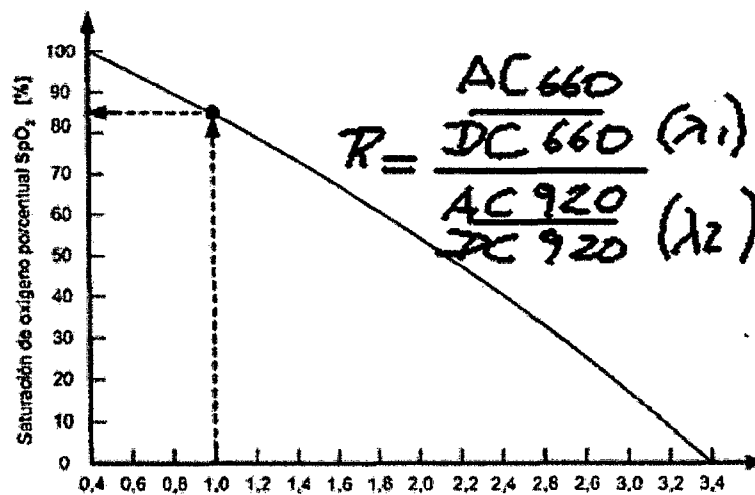


Figura 4.10

Parámetros de absorción normalizado R



#### 4.4.2 Interpretación Clínica

Una saturación del 90%, se corresponde con PaO<sub>2</sub> 60 mm de Hg. Por debajo de estos valores, pequeñas disminuciones de la PaO<sub>2</sub> ocasionan desaturaciones importantes. Al contrario, por encima del 95%, grandes aumentos de la PaO<sub>2</sub> no suponen incrementos significativos de la saturación de oxígeno (ver Tabla 4.4).

El punto crítico que debe dar la señal de alarma es el de saturaciones inferiores al 95% (inferiores al 90 ó 92% cuando existe patología pulmonar crónica previa) estos pacientes deben recibir tratamiento inmediato (ver Tabla 4.5).

La expresión de la saturación funcional se muestra en la ecuación (4.2).

$$\%SpO_{2(func)} = 100 \times \frac{HbO_2}{(Hb + HbO_2)} \quad (4.2)$$

**Tabla 4.4**  
**Saturación de O<sub>2</sub> y su correspondencia con la presión.**

Saturación de O <sub>2</sub>	PaO <sub>2</sub> (mmHg)
100%	677
98.4%	100
95%	80
<b>90%</b>	<b>60</b>
80%	48
73%	40
60%	30
50%	26

**Tabla 4.5**  
**Saturación de O<sub>2</sub>, su valoración y decisiones clínicas**

%	PaO <sub>2</sub> (mmHg)
<b>Saturación</b>	
> 95%	No actuación inmediata
95 – 90%	Tratamiento inmediato y monitorizado. Según la respuesta, valorar derivación al hospital.
< 90%	Enfermo grave, Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al
< 80%	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con < 92%: Remitir al hospital aunque mejoren con maniobras iniciales, por ser más inciertas su respuesta al tratamiento.	



## **V. MATERIAL Y METODOS**

### **5.1 Materiales**

Entre los materiales que se utilizaron en la investigación podemos anotar: PC, tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 y componentes electrónicos fijados en una tarjeta sensora y de acondicionamiento de señal (diseñado y construido por el autor).

### **5.2 Métodos**

La metodología empleada es la siguiente: \*

- a. Estructurar adecuadamente las partes constituyentes del módulo de oximetría de pulso
- b. Diseñar e Implementar la etapa de sensado y acondicionamiento
- c. Implementar la etapa de conversión A/D usando el NI USB 6008
- d. Programar el proceso de adquisición y visualización en PC mediante LabVIEW y efectuar las pruebas correspondientes
- e. Efectuar las conclusiones en base a los resultados obtenidos y efectuar algunas recomendaciones para trabajos futuros

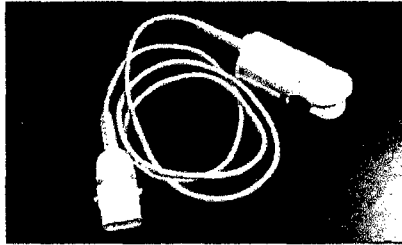
#### **5.2.1 Diseño e Implementación de la etapa de Sensado y Acondicionamiento**

##### **✓ Etapa de Sensado**

Uno de los componentes más importantes de este circuito es el transductor, el cual nos proporcionará la señal a procesar, para nuestro caso es una sonda compuesta de un conjunto de led rojo, led infrarrojo y foto detector, así como del cable y conector, como el que se muestra en la Figura 5.1. Asimismo, en la Figura 5.2 se muestra la forma en la que será usada la sonda [6], [7].

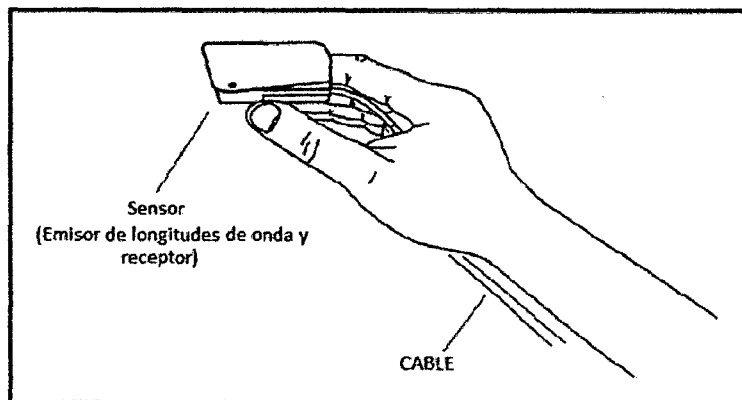
**Figura 5.1**

**Sonda de sensado compuesta por dos diodos emisores y un fotodetector, así como por cable y conector.**



**Figura 5.2**

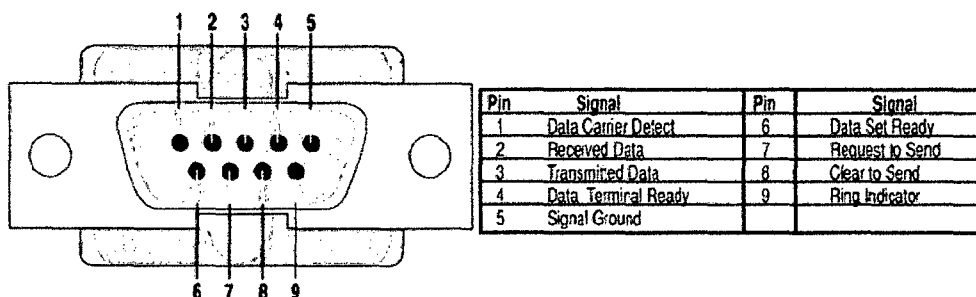
**Forma en la que se usa la sonda.**



En la Figura 5.3 se presenta el conector RS-232 y su configuración de pines.

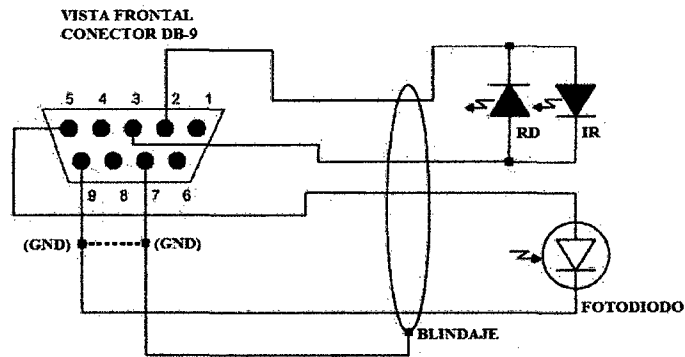
**Figura 5.3**

**Conexión RS-232 e información sobre los pines**



En la Figura 5.4 se presenta el conector RS-232 y su conexión con el sensor.

**Figura 5.4**  
**Conector RS-232 y su conexión con el sensor.**



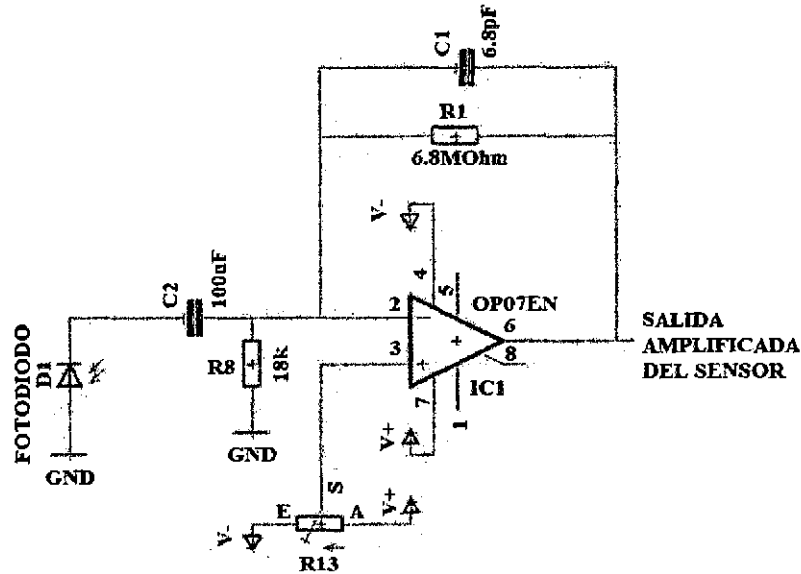
Para hacer posible acoplar el sensor hacia la entrada analógica  $A_0$  de la tarjeta NIDAQ USB-6008, se tuvo que cortar los cables que van al conector RS-232 y realizar la conexión correspondiente [2].

#### ✓ Etapa de Acondicionamiento

Para poder amplificar la señal captada por el fotodiodo se empleó un circuito amplificador con filtro RC pasa alto y ajuste de referencia, tal como se muestran en la Figura 5.5. Como se puede apreciar el circuito integrado es el OP07EN. El filtro tiene una frecuencia de corte de 0.08Hz, y se calcula mediante la fórmula dada por la ecuación 5.1:

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_8C_1C_2}}; \quad (5.1)$$

**Figura 5.5**  
**Amplificador con filtro pasa alto y ajuste de referencia.**



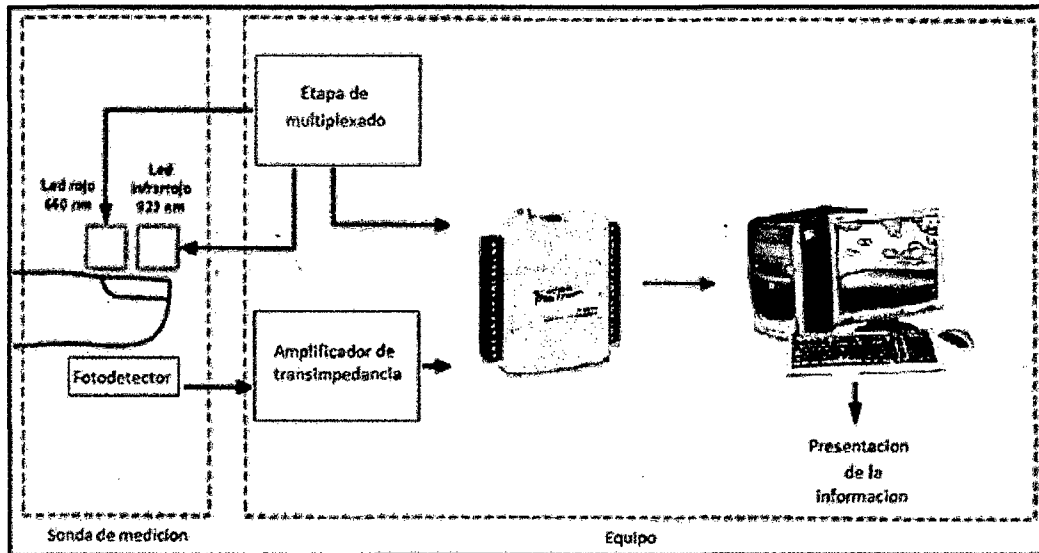
**5.2.2 Diseño de la etapa de Conversión A/D usando la NIDAQ USB-6008**

La tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 a ser usada en este proyecto se muestra en la Figura 5.6, conjuntamente con la tarjeta sensora (sonda de medición) y la presentación de la información en el monitor de la PC. Un diagrama de bloques más explícito se muestra en la Figura 5.7. Se necesitarán usar una entrada analógica para la captura de la señal proveniente del fotodetector y dos salidas analógicas para activar los leds rojo e infrarrojo.

La fuente de luz es típicamente un LED donde se puede observar el brillo de la luz roja e infrarroja. Por otro lado, la hemoglobina des-oxigenada permite pasar más luz infrarroja a través de ella y absorbe luz roja, mientras que la hemoglobina

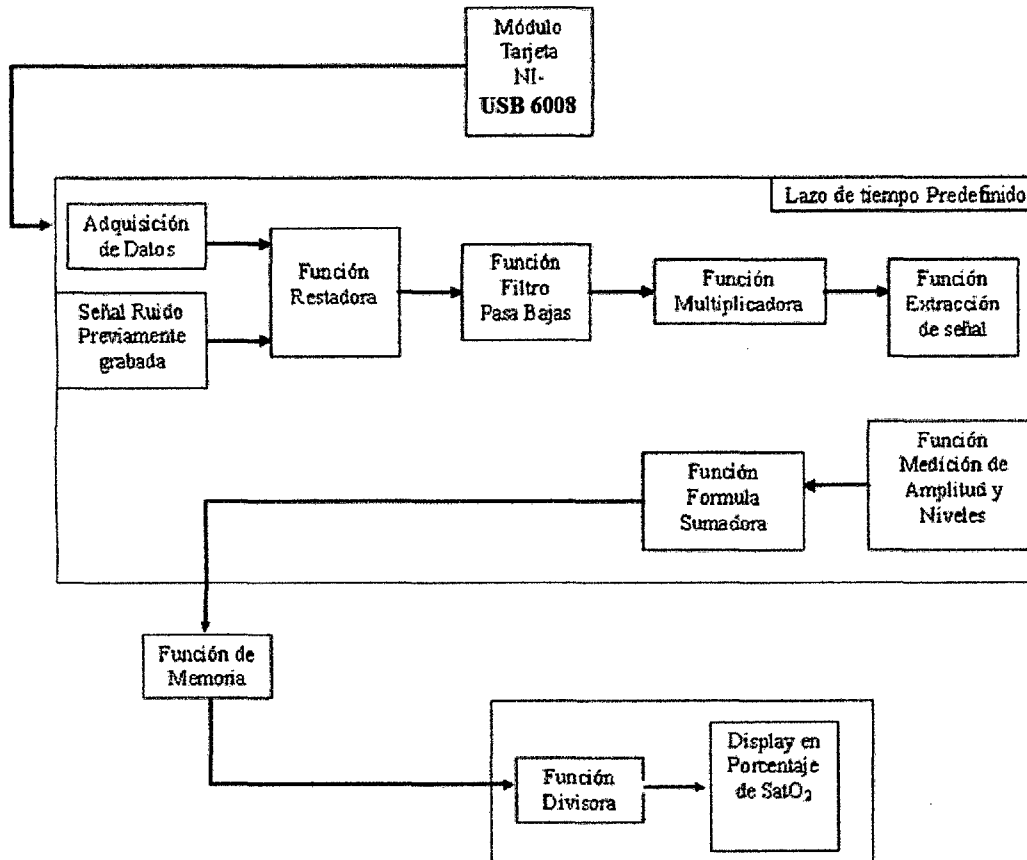
altamente oxigenada permite pasar más luz roja a través de ella, y absorbe más luz infrarroja.

**Figura 5.6**  
**Diagrama de bloques del Oxímetro de Pulso**



Así, el Oxímetro sensa y calcula cierta cantidad de luz en esas longitudes de onda, siendo estas proporcionales a la saturación de oxígeno (o de saturación) de la hemoglobina. La fuente de luz de prueba consta de dos diodos LED en las siguientes longitudes de onda: 650 nm y 805 nm. Así, la luz es parcialmente absorbida por la hemoglobina, en cantidades que difieren dependiendo de qué tan saturado o no-saturado se encuentra con el oxígeno [4].

**Figura 5.7**  
**Diagrama de bloques del funcionamiento del**  
**Oxímetro de Pulso**



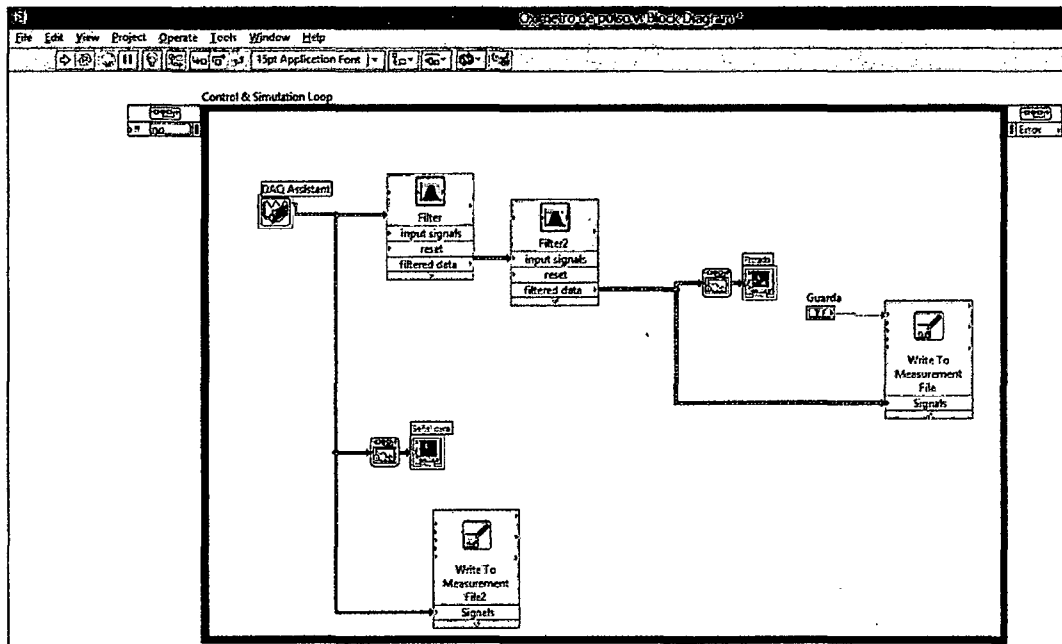
### 5.2.3 Programación en Lenguaje Gráfico (LabVIEW)

En este proyecto se ha usado LabVIEW para la programación del proceso de adquisición y monitoreo de los niveles de Saturación de oxígeno transcutánea (SatO<sub>2</sub>) de la sangre arterial, para lo cual como ya se indicó anteriormente, en la parte de Hardware se ha usado la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 de 12 bits de resolución.

El programa en LabVIEW [2], es decir el Diagrama de Bloques, consta de dos partes:

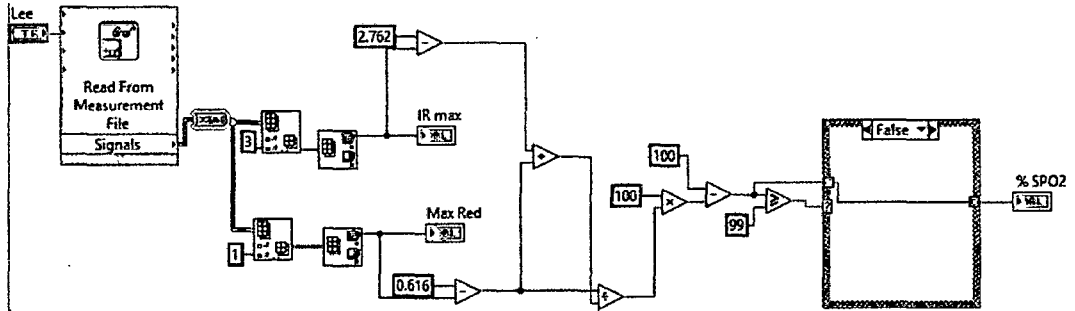
1. La adquisición y escritura de datos (ver Figura 5.8)
2. La lectura de datos y visualización del nivel de saturación de oxígeno (ver Figura 5.9).

**Figura 5.8**  
**Adquisición (filtrado de la señal) y escritura de datos.**

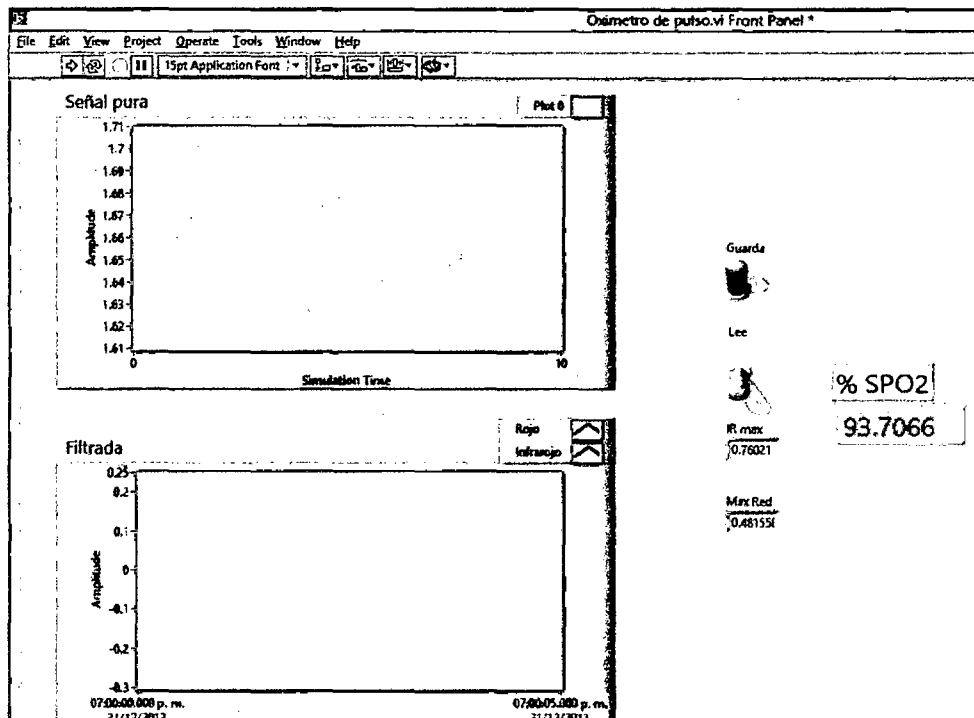


La parte correspondiente al Panel Frontal, es decir la presentación para el usuario, se muestra en la Figura 5.10.

**Figura 5.9: Lectura de datos, determinación y visualización del porcentaje de SP02.**



**Figura 5.10: Presentación de la señal original vs la filtrada, así como la visualización del porcentaje de SP02.**





## VI RESULTADOS

### 6.1 Resultados de las pruebas de oximetría de pulso

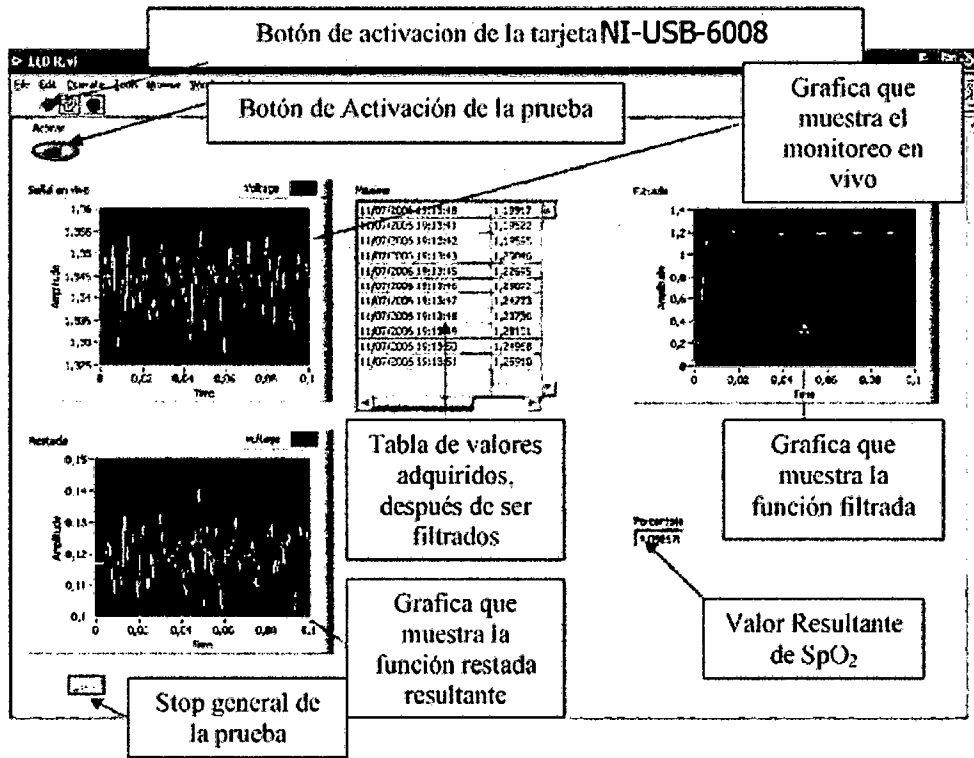
En la Figura 5.9 se muestra la etapa de procesamiento de la señal. Como primera instancia se tiene el *read from measurement*, la cual es una librería encargada de leer la data obtenida en la etapa anterior para poder ser procesada, mediante el algoritmo de la teoría de Lambert y Beer, con la cual finalmente obtendremos el porcentaje de saturación en la sangre.

Como resultado final se obtiene la saturación (% SPO<sub>2</sub>), así como la señal obtenida de la etapa de amplificación, una de ellas es la señal no filtrada y la señal filtrada, de esta manera vemos su evolución en el tiempo.

En la Figura 6.1 (una ampliación de la Figura 5.10) podemos apreciar una instantánea de la prueba en tiempo real de captura des señal original (señal en vivo), señal filtrada y señal restada (señal original - ruido) así como del valor numérico del % de saturación de oxígeno.

Figura 6.1

Presentación de la señal original vs la filtrada, así como la señal restada y visualización del porcentaje de SpO<sub>2</sub>.



## VII. DISCUSION

### 7.1 Comparación de resultados

El objetivo principal fue evaluar la precisión y exactitud de un oxímetro de pulso “de bolsillo” (Onyx 9500 de Nonin®) en la ciudad de México. **Métodos.** Se realizaron mediciones de la saturación de oxígeno estimada por el Oxímetro de pulso (SpO<sub>2</sub>) y se compararon contra la medida espectrofotométricamente en sangre arterial (SaO<sub>2</sub>) en 10 personas entre 10 a 50 años, obteniéndose lecturas comprendas entre 42 a 98.5 % de SpO<sub>2</sub>. Valores inferiores a 92% corresponden a patologías pulmonares crónicas. A cada paciente se le colocaron dos oxímetros de pulso en los dedos de una mano (un Oxímetro comercial Onyx 9500 de Nonin® y el módulo de oximetría implementado en este trabajo), obteniéndose un promedio de SpO<sub>2</sub> para cada uno de los oxímetros y para los dos oxímetros a la vez, obteniéndose un error de medición promedio de  $0.28 \pm 3.1\%$ .

### 7.2 Conclusiones y recomendaciones

Respecto a las mediciones, se efectuaron pruebas con 10 personas diferentes entre los 10 a 50 años, obteniéndose lecturas comprendas entre 42 a 98.5 % de SpO<sub>2</sub>. Valores inferiores a 92% corresponden a patologías pulmonares crónicas.

Respecto al montaje experimental del *Oxímetro de Pulso*, se puede anotar que tiene la ventaja que al ser diseñado virtualmente se evitan fallas por mantenimiento físico de los componentes, tales como: limpieza, recalibración y cambio de circuitos integrados, entre otros. El sistema de desarrollo del Oxímetro de Pulso se implementa con base en programación gráfica, lo cual genera avances significativos para la captura y procesado de la información almacenada en la

computadora, ya que con esto se evita la programación elaborada de formatos y funciones escritas complicadas. Además, permite su comparación con otras bases de datos almacenadas de los pacientes clínicos tratados previamente; no siendo esto posible que con el equivalente de los costos empleados para la generación de este sistema de desarrollo se pueda adquirir equipo comercial que proporcione los mismos servicios.

Debido a que en el *software* LabVIEW se desarrolla el programa de medición, esto nos permite crear el programa de forma ejecutable, evitando así la compra e instalación del *software* completo, y con la facilidad de la instalación en red eliminamos la necesidad de tener un aparato por cada paciente.

Con este instrumento se puede monitorear segundo por segundo durante el tiempo deseado el comportamiento del SpO<sub>2</sub> y almacenar los datos en el disco duro de la computadora, y debido a esta facilidad de interacción con la PC se pueden cotejar datos con otros registros de signos vitales del paciente en cuestión de segundos y estos de ser datos de alta pueden cargarse en páginas especiales de internet para que esa información pueda ser compartida por expertos y dar soluciones rápidas en situaciones de emergencia cuando así lo requieran.

Los resultados arrojan que el sistema construido es fácil de manejar por cualquier persona y requiere poco material de costo adicional al proporcionado por cualquier computadora personal.

## VIII. REFERENCIALES

- [1] Barker, S. J. "Oxygen Sensors", Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Vol. 5. John Wiley & Sons Inc. 2006. P. 209-216.
- [2] Fabián Neer, Gustavo. Aplicaciones del Software LabView en Electromedicina. Departamento de Electrónica, Universidad Tecnológica Nacional.
- [3] Hayes, M. J.; Smith, P.R. "A New Method for Pulse Oximetry Possesing Inherent Insensitivity To Artifact. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering", vol. 48, N° 4, pág. 452-461, April 2001.
- [4] Meza Contreras, Luis G.; Llamosa R., Luis Enrique; Patricia Ceballos, Silvia. "Diseño de procedimientos para la calibración de pulsioxímetros", Scientia Et Technica, Diciembre 2007.
- [5] Stojanovic R. and Karadaglic D. "A LED-LED-Based photoplethysmography sensor, Physiological Measurement", N19-N27, 2007.
- [6] Texas Instruments. "A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430", Application Note. 2005, 11p. Disponible en: <http://www.ti.com/litv/pdf/slaa274>. Acceso en: 08 nov. 2009.
- [7] Texas Instruments. "MSP430x22x4 Mixed Signal Microcontroller", Product Specification. 2009. 87 p. Disponible en: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f2274-ep.pdf>. Acceso en: 08 nov. 2009.
- [8] Townsend, Neil. "Pulse Oximetry, In: Medical Electronics.", Dept. of Engineering Science, University of Oxford, UK, MICHAELMAS TERM 2001.
- [9] Webster, J. G. "Design of Pulse Oximeters", Medical Science Series. IOP Publishing Ltd. 1997.

- [10] Yao, J.; Warren, S. "Stimulating Student Learning with a Novel "In-House" Pulse Oximeter Design", Proceedings Of The 2005 American Society For Engineering Education Annual Conference & Exposition, American Society For Engineering Education, 2005.

## IX. APÉNDICES

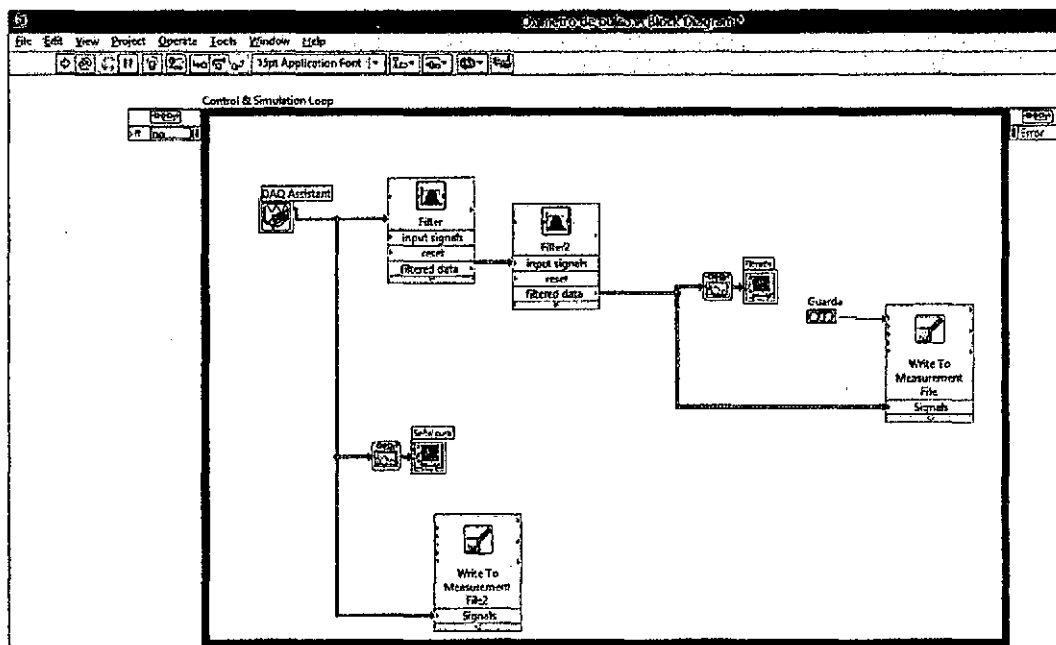
### Apéndice A

#### Programa en LabVIEW del Sistema de Oximetría (Diagrama de Bloques)

(Autoría propia)

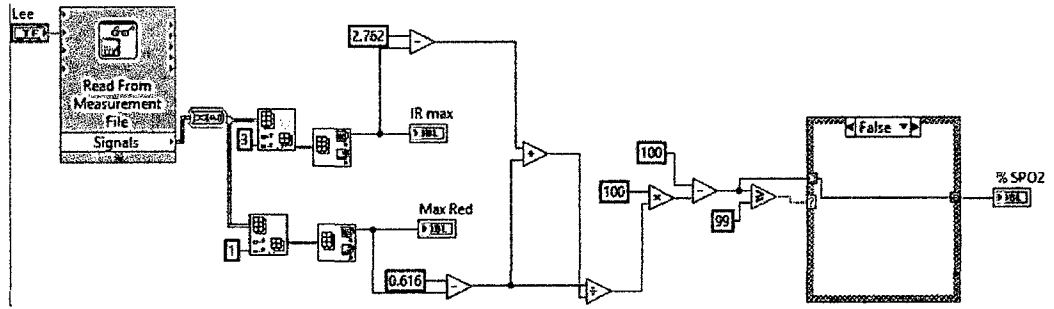
En la Figura A1 se puede apreciar el programa en lenguaje G correspondiente a la adquisición.

**Figura A1**  
**Adquisición (filtrado de la señal) y escritura de datos.**



El programa correspondiente a la lectura, determinación y visualización del % de SP02 se muestra en la Figura A2.

**Figura A2**  
**Lectura de datos, determinación y visualización del porcentaje de SP02.**



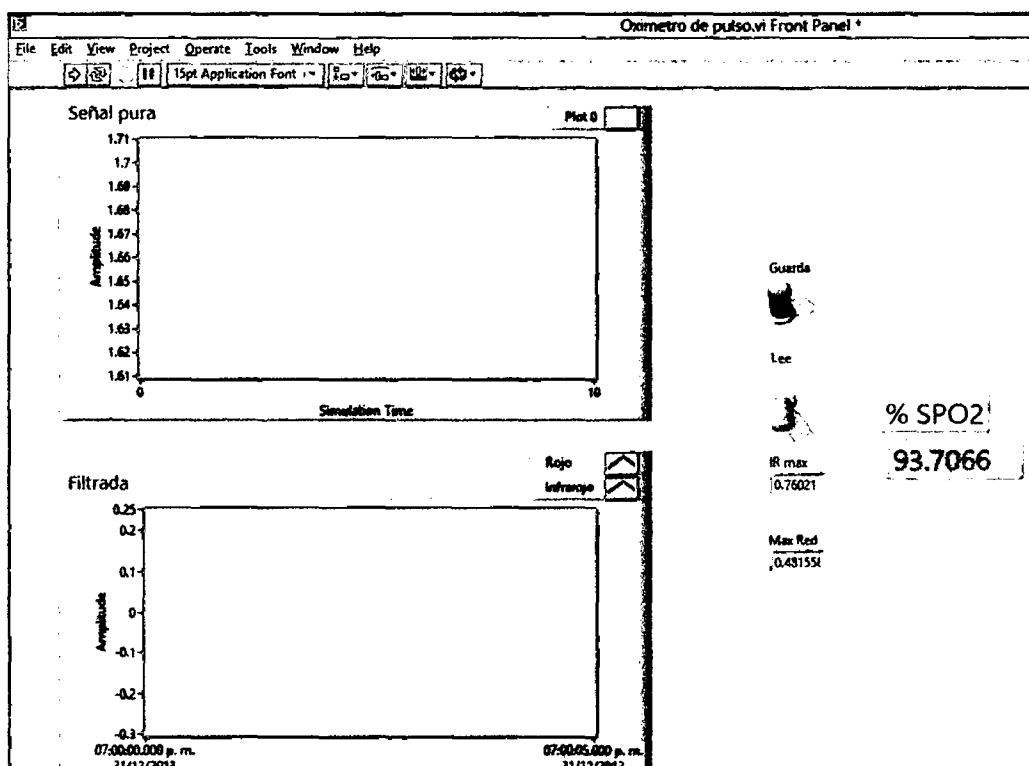


## Apéndice B

### Panel Frontal del Sistema de Oximetría (Panel del Usuario) (Autoría propia)

La parte correspondiente al Panel Frontal, es decir la presentación para el usuario, se muestra en la Figura B1.

**Figura B1**  
**Presentación de la señal original vs la filtrada, así**  
**como la visualización del porcentaje de SP02.**



## X. ANEXOS

- **Matriz de Consistencia**

Título: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO DE OXIMETRÍA DE PULSO MEDIANTE UNA TARJETA NIDAQ Y LABVIEW"

PROBLEMAS	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	MATERIALES Y MÉTODOS
<p><b>General</b></p> <p>En nuestro País, el aumento de las personas que padecen alguna enfermedad del sistema respiratorio están relacionadas con la contaminación del medio ambiente, convirtiéndose en un problema de salud pública, que generalmente es resuelto con equipamiento importado relativamente costoso, dependiendo del equipo y sus prestaciones.</p>	<p><b>Objetivo general</b></p> <p>El objetivo general del presente trabajo de investigación es diseñar e implementar un módulo de oximetría de pulso de bajo costo para la atención de enfermedades respiratorias.</p> <p><b>Objetivo específico</b></p> <p>El objetivo específico del presente trabajo es implementar un módulo de oximetría de pulso usando la tarjeta de adquisición de datos NI USB-6008 y el software LabVIEW.</p>	<p>"El diseño e implementación de un módulo de oximetría de pulso, permitirá contar con un prototipo básico para el monitoreo de pacientes hospitalizados y, en especial, de pacientes en situación crítica".</p>	<p><b>Variable dependiente:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Saturación de oxígeno transcutánea (SatO<sub>2</sub>) de la sangre arterial.</li> </ul> <p><b>Variable independiente:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Referencia de la saturación de oxígeno (Ref_SatO<sub>2</sub>).</li> </ul>	<p><b>Materiales</b></p> <p>Entre los materiales que se utilizaron en la investigación podemos anotar: PC, tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 y componentes electrónicos fijados en una tarjeta sensora y de acondicionamiento de señal (diseñado y construido por el autor).</p> <p><b>Métodos</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Se estructuró adecuadamente las partes constituyentes del módulo de oximetría de pulso.</li> <li>• Se diseñó e Implementó la etapa de sensado y acondicionamiento.</li> <li>• Se Implementó la etapa de conversión A/D usando el NI USB 6008.</li> <li>• Se programó el proceso de adquisición y visualización en PC mediante LabVIEW y efectuar las pruebas correspondientes.</li> <li>• Efectuar las conclusiones en base a los resultados obtenidos y efectuar algunas recomendaciones para trabajos futuros.</li> </ul>