

# IMPLEMENTACIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO EN UNA AGENDA DIGITAL PORTÁTIL

I. Rivera, M. Olgún, J. C. Herrera  
CIDETEC, Instituto Politécnico Nacional

## Resumen

La oximetría de pulso es una técnica de monitoreo no invasivo que determina de manera continua y relativamente confiable la saturación arterial de oxígeno ( $SaO_2$ ). La medición se basa en las propiedades de absorción y transmitancia de tejidos y sustancias respecto a la incidencia de radiaciones luminosas, de acuerdo con la ley de Beer-Lambert. Este proyecto permitirá llevar un registro preciso de los niveles de oxígeno en la sangre de un paciente, así como generar representaciones gráficas y estadísticas de control, de forma que apoye en la prevención y toma de decisiones oportunas sobre enfermedades relacionadas con variaciones en el nivel de oxígeno que afectan el estado de salud.

**Palabras Clave:** Oximetría de Pulso, Saturación de Oxígeno,  $SaO_2$ , Beer-Lambert, PDA, Hemoglobina, Biosensor, RS-232.

## Abstract

Pulse oximetry is a non-invasive monitoring technique that continuously and reliably determines arterial oxygen saturation ( $SaO_2$ ). Measurement is based on the absorption and transmittance properties of tissues and substances with respect to the incidence of light radiation, according to Beer-Lambert's law. This project will enable precise tracking of a patient's blood oxygen levels and the generation of graphical and statistical control representations to support prevention and timely decision-making for diseases related to oxygen level variations affecting health status.

**Keywords:** Pulse Oximetry, Oxygen Saturation, Beer-Lambert Law, PDA, Hemoglobin, Biosensor, RS-232.

## 1. Principios de la oximetría

Oximetría es un término general relativo a las diferentes tecnologías capaces de medir la saturación de la hemoglobina (Hb) por el oxígeno. De manera general, las técnicas oximétricas se pueden dividir en: (1) espectrofotometría para el análisis de la Hb *in vitro*; (2) oximetría de pulso ( $SpO_2$ ) para medición no invasiva de la saturación de la Hb; y (3) oximetría fibroptica para medición invasiva de la saturación de la oxihemoglobina *in vivo* [?].

Todas estas técnicas se basan en principios espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitida y/o absorbida por la Hb. La oximetría básicamente es la interpretación de la coloración sanguínea que depende de la  $SaO_2$ . El cambio de color de la sangre al saturarse de oxígeno se debe a las propiedades ópticas de la molécula de Hb (específicamente de la porción *heme*). A medida que la sangre se desoxigena se vuelve menos permeable a la luz roja, el tejido pierde su apariencia rosada tomando un tinte azulado. De manera simplificada, el oxímetro solo tiene que medir lo rojo de la sangre arterial e interpretarlo en términos de saturación. Se puede establecer entonces que el oxímetro de pulso mide la absorción de luz de longitudes de onda específicas que dependerá de la proporción existente entre Hb oxigenada y Hb desoxigenada.

Existen normalmente dos tipos de Hb en la sangre: las **hemoglobinas funcionales** — la *oxihemoglobina* o Hb ligada al oxígeno ( $HbO_2$ ) y la *hemoglobina reducida* (HbR), que estando desoxigenada tiene la capacidad de unirse al oxígeno — y las **hemoglobinas disfuncionales** (carboxihemoglobina, metahemoglobina y sulfahemoglobina), que presentan comportamiento no fisiológico al interactuar con el oxígeno. Bajo condiciones normales las hemoglobinas funcionales son las más abundantes, por lo que para fines de oximetría

de pulso se acepta teóricamente que la sangre se compone solo de dos absorbedores de luz:  $\text{HbO}_2$  y  $\text{HbR}$ . Partiendo de este fundamento, en la oximetría de pulso se utiliza luz con solo dos longitudes de onda [?]. Las características del espectro de absorción de la  $\text{HbO}_2$  y la  $\text{HbR}$  presentan diferencias máximas en la región roja e infrarroja del espectro, como se muestra en la figura 1.

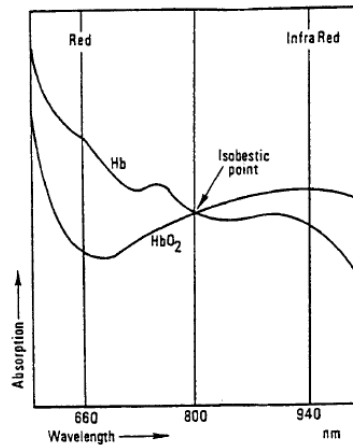


Figura 1 Radiación luminosa de dos longitudes de onda diferentes en tejidos vascularizados.

A una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible es absorbida más por la  $\text{HbR}$  que por la  $\text{HbO}_2$ , y a 940 nm, la luz infrarroja es absorbida más por la  $\text{HbO}_2$  que por la  $\text{HbR}$ . Estas dos radiaciones luminosas se hacen pasar a través del árbol arterial, y el porcentaje de  $\text{HbO}_2$  y  $\text{HbR}$  se determina midiendo la proporción de luz roja e infrarroja transmitida hasta el fotodetector.

El oxígeno es llevado en la sangre en dos estados. Normalmente el 98 % es combinado con hemoglobina en los glóbulos rojos; el 2 % restante está físicamente disuelto en el plasma. La saturación de oxígeno adherida a la  $\text{Hb}$  en la sangre arterial se define como el porcentaje de concentración de  $\text{HbO}_2$  respecto a la concentración total de  $\text{Hb}$ .

Si se asume que la transmisión de la luz a través de la sangre arterial es influenciada exclusivamente por las concentraciones relativas de  $\text{HbO}_2$  y  $\text{HbR}$  y sus coeficientes de absorción a las dos longitudes de onda medidas, entonces la intensidad de la luz se reducirá logarítmicamente con la longitud de la trayectoria, conforme lo establece la **ley de Beer-Lambert**. La parametrización del modelo se muestra en la figura 2.

$$R = \frac{\log_{10}(I_1/I_{in1})}{\log_{10}(I_2/I_{in2})}$$

Figura 2 Parametrización del modelo de Beer-Lambert.

Aplicando la ley de Beer-Lambert, para cada longitud de onda  $\lambda_n$  se tiene:

$$I_{\lambda_1} = I_{\lambda_1,0} \exp[-(\alpha_{o1} C_o + \alpha_{r1} C_r) d] \tag{1}$$

$$I_{\lambda_2} = I_{\lambda_2,0} \exp[-(\alpha_{o2} C_o + \alpha_{r2} C_r) d] \tag{2}$$

donde:

- $C_o$  es la concentración de oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>).
- $C_r$  es la concentración de la hemoglobina reducida (HbR).
- $\alpha_{on}$  es el coeficiente de absorción de HbO<sub>2</sub> a la longitud de onda  $\lambda_n$ .
- $\alpha_{rn}$  es el coeficiente de absorción de HbR a la longitud de onda  $\lambda_n$ .
- $d$  es la longitud del trayecto óptico en el tejido.

De estas expresiones se puede observar que la saturación de oxígeno funcional puede determinarse como:

$$SpO_2 = \frac{C_o}{C_o + C_r} \times 100 \% \tag{3}$$

## 2. Oxímetro de pulso

En la figura 3 se muestra el diagrama a bloques propuesto para el diseño del oxímetro de pulso [?].

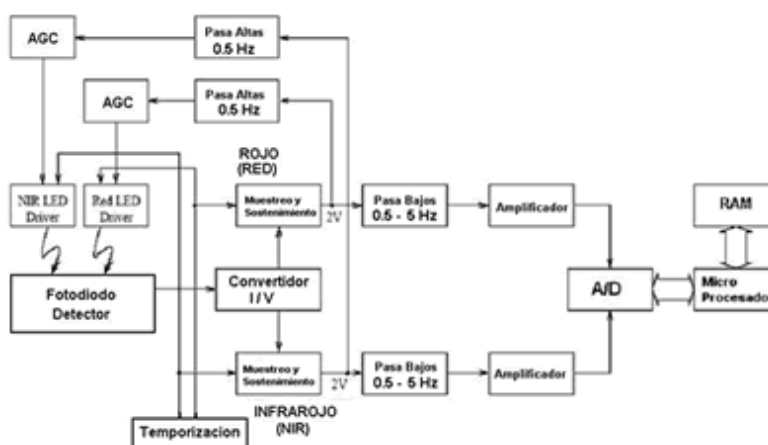


Figura 3 Diagrama a bloques del oxímetro de pulso.

Se eligió un sensor no invasivo para el paciente y de precio accesible, que contara con los dos emisores rojo e infrarrojo, además del receptor correctamente acoplado.

Para la operación del sensor se realizó un barrido de pulsos a una frecuencia relativamente alta respecto a la frecuencia cardíaca, de manera que al realizar este barrido se puedan tener las tres señales del Rojo (R), Infrarrojo (IR) y Luz Ambiental (LA) en cualquier instante de la lectura después del *switch*. Ya que los emisores se encuentran en antiparalelo, se tienen que polarizar cada uno en instantes diferentes, junto con un pulso en que no se polarice ninguno de ellos.

La señal que entrega el receptor se encuentra en el orden de los mV, además de estar invertida por la polarización inversa del diodo. La figura 4 muestra más a detalle el esquema eléctrico del sensor con las conexiones hacia el microcontrolador.

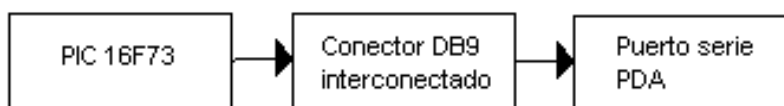


Figura 4 Esquema eléctrico del sistema de pulso y conexiones del sensor con el microcontrolador.

Las señales resultantes representan la información cardíaca síncrona en las formas de onda que son posteriormente amplificadas y convertidas a formato digital para su análisis en el microprocesador [?]. La figura 5 ilustra la transmisión de luz a través del dedo y las señales pulsátiles típicas detectadas.

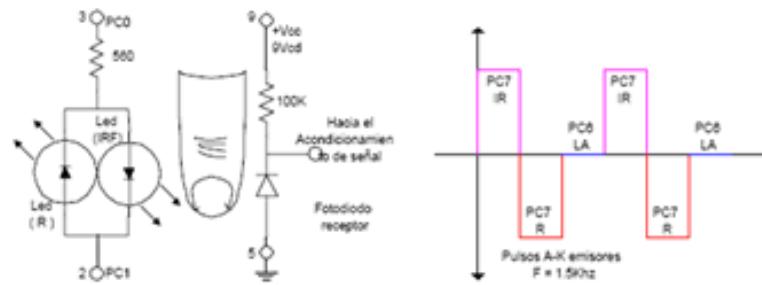


Figura 5 (a) Transmisión de la luz a través de un dedo: (A) sangre arterial, (V) sangre venosa, (T) tejidos. (b) y (c) señales pulsátiles típicas detectadas.

### 3. Interfaz con el PDA

La interfaz de comunicación entre el microcontrolador PIC 16F73, encargado de generar los pulsos eléctricos, y la PDA se muestra en la figura 6.

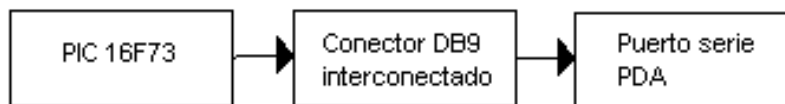


Figura 6 Diagrama a bloques de la interfaz de comunicación PDA–microcontrolador.

Para realizar el protocolo de comunicación RS-232 se coordinaron las señales de *Handshake*: DTR' (Terminal de Datos Lista), RTS' (Petición para Enviar) como salidas, y DSR' (Conjunto de Datos Listo) y CTS' (Limpiar para Enviar) como entradas. La comunicación inicia cuando la PDA pone en bajo sus líneas DTR' y RTS', indicándole al microcontrolador que está lista y solicita permiso para enviar datos.

Dado que las características propias del proyecto no permitían llevar a cabo el *Handshake* completo, se recurrió a emularlo mediante una tarjeta que cruza las terminales DTR' y DSR' del conector DB9 del *cradle* de la PDA, y RTS' con CTS'. La tabla 1 muestra las señales más comúnmente usadas en este protocolo.

Cuadro 1 Señalización de la interfaz RS-232.

Señal RS-232	Abreviación	Dirección
Tierra	GND	—
Transmisión de datos	TXD	Salida
Recepción de datos	RXD	Entrada
Petición para enviar	RTS'	Salida
Limpiar para enviar	CTS'	Entrada
Terminal de datos lista	DTR'	Salida
Conjunto de datos listo	DSR'	Entrada
Detección de portadora de datos	DCD'	Entrada
Indicador de llamada	RI'	Entrada
Tierra de chasis	—	—

#### 3.1 Características del protocolo de comunicación RS-232

El protocolo RS-232 es un estándar de la *Electronic Industries Association* (EIA) que especifica las características eléctricas, requerimientos de conector y funciones de señal para una interfaz serial. En lugar de los niveles TTL, los niveles lógicos en una línea RS-232 son de  $-3$  a  $-15$  V para un «1» lógico, y de  $+3$  a  $+15$  V para un «0» lógico ( $\pm 12$  V se usan típicamente en sistemas PC). Esto da una excursión de voltaje mayor, así como un cruce por cero, resultando en un esquema de señalización más inmune al ruido que el TTL.

Las señales se envían sobre un cable cuya capacitancia total debe ser menor de 2500 pF. La velocidad de datos serie puede ser tan alta como 20 Kbps; en la práctica se usan velocidades mucho más altas (hasta 115 200 bps) con buen éxito, siempre que la longitud del cable se mantenga corta (1-2 metros).

La línea de datos está inicialmente en estado alto; al comenzar la transferencia se envía un **bit de inicio** a 0, seguido de 8 bits de datos (en ocasiones 7, 6 o 5), espaciados con un intervalo temporal preciso ligado a la velocidad de transmisión. Tras ellos puede venir un **bit de paridad** y, al final, uno o más **bits de parada** a 1. La presencia de bits de inicio y parada permite sincronizar emisor y receptor de forma *asíncrona*.

#### 4. La precisión, exactitud y calibración del oxímetro

Antes de realizar la implementación del oxímetro portátil controlado por un PDA, fue necesario lograr una cobertura de garantía en la funcionalidad. Para ello se consideró importante utilizar la norma internacional **ISO 9919:2005** y la norma nacional **NOM-205-SSA1-2002**, esta última apegada al uso del oxímetro en la práctica de cirugía ambulatoria.

La precisión, exactitud y calibración del oxímetro se llevaron a cabo apegándose a la norma ISO 9919:2005, que indica cómo evaluar y documentar el desempeño de la medición de saturación de oxígeno arterial en la sangre, realizada por nuevas versiones de oxímetros de pulso (incluye nuevas versiones de programas, nuevos circuitos electrónicos y nuevos sensores).

##### 4.1 Introducción a la Norma ISO 9919:2005

Un oxímetro de pulso funciona utilizando una relación entre dos señales ópticas (radiaciones roja e infrarroja) provenientes de un sensor colocado al paciente, obteniendo una lectura por medio de un fotodiodo. La mayoría de los oxímetros de pulso comerciales utilizan una relación conocida como la *razón de las razones*, razón de la modulación o *curva simple de calibración*, que puede definirse por:

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (4)$$

donde la componente *AC* es la variación pico a pico de la señal en la frecuencia cardíaca y la componente *DC* es la medida de toda la intensidad de luz transmitida, tanto para la luz roja (*R*) como para la infrarroja (*IR*).

Dado las limitaciones actuales de tecnología, un oxímetro de pulso no puede ser considerado un instrumento de precisión ni puede sustituir a oxímetros *in vitro* o invasivos como los gasómetros. Los oxímetros de pulso no indican el almacenamiento de oxígeno en los tejidos ni el consumo de oxígeno.

##### 4.2 Precisión

La norma ISO 9919:2005 define precisión mediante la siguiente expresión:

$$A_{\text{prec}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\widehat{\text{SpO}}_{2,i} - \overline{\text{SpO}}_{2,i})^2}{n}} \quad (5)$$

donde *n* es el número de pares de medidas utilizadas,  $\widehat{\text{SpO}}_{2,i}$  es el *i*-ésimo valor de  $\text{SpO}_2$  estimado por el oxímetro en ensayo y  $\overline{\text{SpO}}_{2,i}$  es el *i*-ésimo valor de  $\text{SpO}_2$  ajustado por la curva polinomial.

##### 4.3 Exactitud

La exactitud es representada por una combinación de los componentes del error aleatorio y sistemático. La definición utilizada a lo largo del tiempo por los fabricantes de oxímetros de pulso es el valor eficaz (RMS) de la diferencia entre los valores estimados por el oxímetro de pulso ( $\widehat{\text{SpO}}_2$ ) y los valores de referencia ( $\text{SpO}_{2,\text{ref}}$ ):

$$A_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\widehat{\text{SpO}}_{2,i} - \text{SpO}_{2,\text{ref},i})^2}{n}} \quad (6)$$

La pulsioximetría mide la saturación de oxígeno en la sangre, pero no mide la presión de oxígeno ( $\text{PaO}_2$ ), la presión de dióxido de carbono ( $\text{PaCO}_2$ ) ni el pH. Por tanto, no sustituye a la gasometría en la valoración completa de los enfermos respiratorios. Los aparatos disponibles son muy fiables para valores entre el 80 y el 100 %, pero su fiabilidad disminuye por debajo de estas cifras.

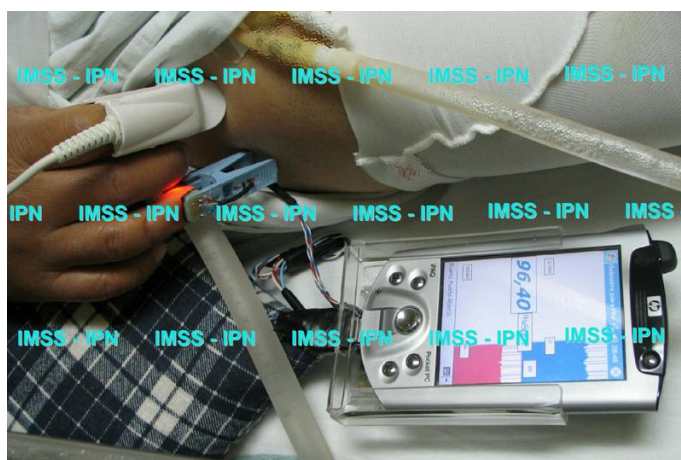
La tabla 2 muestra los valores de saturación  $\text{SpO}_2$  y la actuación clínica recomendada según cada rango.

**Cuadro 2 Valores de saturación  $\text{SpO}_2$  y actuación clínica recomendada.**

Saturación ( $\text{SpO}_2$ )	Actuación
> 95 %	Sin actuación inmediata.
95-90 %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta; valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturaciones en torno a estos valores.
< 90 %	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
< 80 %	Valorar intubación y ventilación mecánica. En niños con < 92%: remitir al hospital aunque presenten mejoría con maniobras iniciales.

### 5. Implementación para un paciente

En la figura 7 se muestra el uso del oxímetro controlado por un PDA en un paciente con herida de arma de fuego, directamente intubado (conexión a tanque de oxígeno). El resultado mostrado indica un valor de 96.40 % de  $\text{SpO}_2$ , valor excelente dado que el paciente se encuentra intubado.



**Figura 7 Ubicación del oxímetro en un paciente intubado. Lectura de  $\text{SpO}_2$  = 96.40 %.**

De cerca es posible apreciar cómo están los dos biosensores de  $\text{SpO}_2$ , además de mostrarse el oxímetro operando en tiempo real sobre el paciente. Por las gráficas se identifica que el ritmo cardíaco es muy tenue, dado que el paciente se encuentra inconsciente. También es posible ver cómo el dedo se ilumina de color rojo debido a la activación del biosensor diseñado en este trabajo.

### 6. Conclusiones

Los resultados obtenidos bajo pruebas realizadas sobre pacientes se compararon con las lecturas arrojadas por los oxímetros fijos del **Hospital de Ortopedia y Traumatología de Magdalena de las Salinas del Instituto Mexicano del Seguro Social**, que accedió a la implementación y prueba de este sistema. Los resultados del prototipo difieren en máximo **2 unidades de porcentaje** respecto a los equipos clínicos.

Cabe señalar que en este sentido, los oxímetros no son considerados instrumentos de precisión ni pueden tomarse como sustitutos de las pruebas *in vivo*.

El prototipo final se muestra en la figura 8.



**Figura 8 Vista final del prototipo del oxímetro portátil controlado por PDA.**

## Agradecimientos

Se agradecen las facilidades otorgadas por las autoridades y médicos del Hospital de Ortopedia y Traumatología de Magdalena de las Salinas del Instituto Mexicano del Seguro Social.

## Referencias

- [1] J. F. Kelleher. "Pulse oximetry". *Journal of Clinical Monitoring*, vol. 5, pp. 37--62, 1989.
- [2] J. W. Severinghaus y J. F. Kelleher. "Recent developments in pulse oximetry". *Anesthesiology*, vol. 76, pp. 1018--1038, 1992.
- [3] J. T. B. Moyle. *Pulse Oximetry*, 1.<sup>a</sup> ed. London, U.K.: BMJ, 1994.

**I. Rivera, M. Olguín, J. C. Herrera** (2026). *Implementación de un Oxímetro de Pulso en una Agenda Digital Portátil*. *Boletín UPIITA*. año XX, (NÚM) 2026.