

DESARROLLO DE UN OXIMETRO DE PULSO

Pérez Casillas L.M.

Universidad Iberoamericana y Departamento de Ingeniería
Biomédica del Hospital Angeles del Pedregal. México D.F.

RESUMEN

Se diseñó un oxímetro de pulso para analizar la saturación de oxígeno de la sangre arterial, la cual puede determinarse en varios puntos del cuerpo a partir de la diferencia de absorción de la luz roja e infrarroja por parte de las diferentes especies de hemoglobina en función de un procesamiento logarítmico, que separa los componentes pulsátiles que permiten la medición de este parámetro de una forma continua y no invasiva. Este es un desarrollo "in vitro" probándose en el Hospital Angeles del Pedregal. Las pruebas de calibración arrojan una repetibilidad del 92.3%.

1. INTRODUCCION:

La necesidad del cuerpo por oxígeno es incuestionable, aunque la disponibilidad a nivel tisular en ocasiones se ve afectada por padecimientos. Por muchos años las mediciones de los gases sanguíneos han sido la piedra angular en el cuidado respiratorio, proporcionando al médico información crítica alrededor de las condiciones de oxigenación del individuo a estudiar. El principal problema de estas mediciones se origina en su discontinuidad, proporcionando datos esporádicos de las condiciones del paciente, en intervalos de tiempo más o menos similares.

Teniendo en cuenta que las condiciones respiratorias ácido-base de un sujeto pueden cambiar en forma repentina, y que niveles de anoxia pueden alcanzarse en cuestión de minutos, es importante tener un registro continuo del comportamiento de los gases en la sangre, ya que la ausencia de este tipo de vigilancia hace que dichas alteraciones sean detectadas en forma tardía.

El seguimiento no invasivo de los gases sanguíneos es esencial en los pacientes con problemas respiratorios principalmente. Sin embargo solamente existen un reducido número de dispositivos de seguimiento de parámetros fisiológicos con esa característica, que tengan alta precisión y estabilidad.

El presente trabajo describe el desarrollo de un oxímetro de pulso, dispositivo no invasivo que utiliza el análisis espectrofotométrico de la luz transmitida a través de ciertas zonas del cuerpo humano, (el dedo y el lóbulo de la oreja) para medir la saturación del oxígeno arterial, por medio de los cambios de la densidad óptica de la luz transmitida con el flujo de sangre a través de las arterias de dichas zonas.

El primer paso fue la determinación del espectro de absorción de la oxihemoglobina (HbO_2) y de la hemoglobina reducida (Hb).⁽¹⁾ Así como la aplicación de la ley de Beer-Lambert para las diferentes especies de hemoglobina en solución, para aquellos puntos de igual absorción (puntos isobásticos) en las diferentes longitudes de onda.⁽²⁾

La gráfica 1. muestra la evidencia espectrofotométrica de la oxihemoglobina y hemoglobina reducida de su absorción en las diferentes longitudes de onda. Como puede apreciarse en la misma, el método de dos longitudes de onda, se basa en dos puntos específicos, la máxima transmitancia a la luz roja (660 nm) y el punto isobástico en el infrarrojo cercano (805 nm).

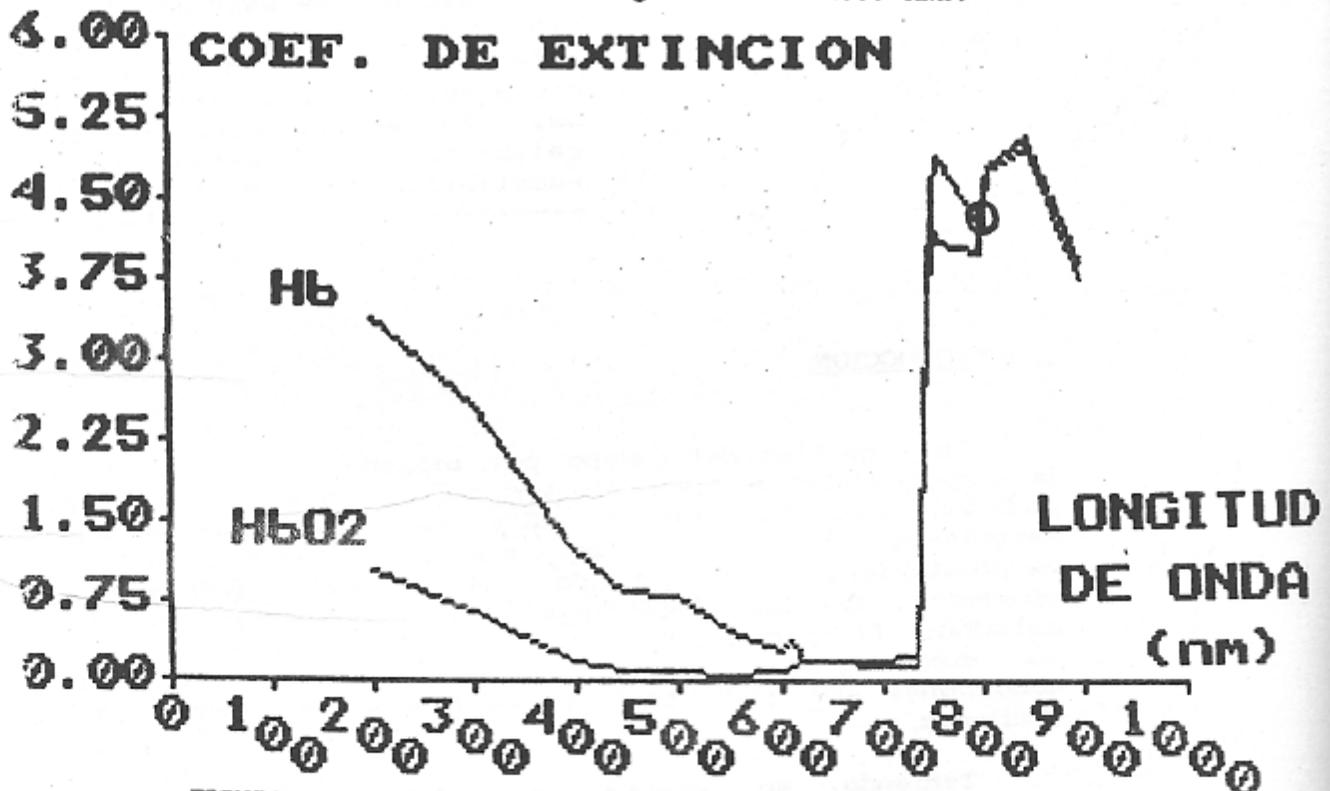


FIGURA 1: ABSORCIÓN CARACTERÍSTICA DE LA SANGRE EN EL ROJO E INFRARROJO (805 nm) CERCANO DEL ESPECTRO. EN EL PUNTO ISOBESTICO LA OXIHEMOGLOBINA (HbO_2) Y LA HEMOGLOBINA REDUCIDA (Hb) TIENEN EL MISMO COEFICIENTE DE EXTINCIÓN.

Posteriormente con la aplicación de la hemoximetría en soluciones de sangre, para la sangre no hemolizada, la sangre entera y suspensiones de eritrocitos permitió analizar la linealidad de las mediciones espectrofotométricas.⁽³⁾

Finalmente con el desarrollo del método para la obtención del valor absoluto de la saturación de oxígeno arterial *in vivo* por medio de un dispositivo que presionaba el lóbulo de la oreja, para determinar por medio de análisis espectrofotométrico de la absorción de la luz, debido a Wood y Geraci.⁽⁴⁾

No fue sino hasta 1980 cuando se desarrolló el primer oxímetro de pulso en Japón y Alemania, en forma independiente, basados en el diseño de Wood y Geraci.^{(3),(4)}

2. PRINCIPIO DE OPERACION:

La luz emitida por dos diferentes diodos emisores de luz, es aplicada al dedo, es transmitida hasta un sistema óptico de fotoconversión eléctrica, a partir de este punto el análisis espectrofotométrico es efectuado.

La figura 2. muestra el diagrama de bloques del instrumento desarrollado.

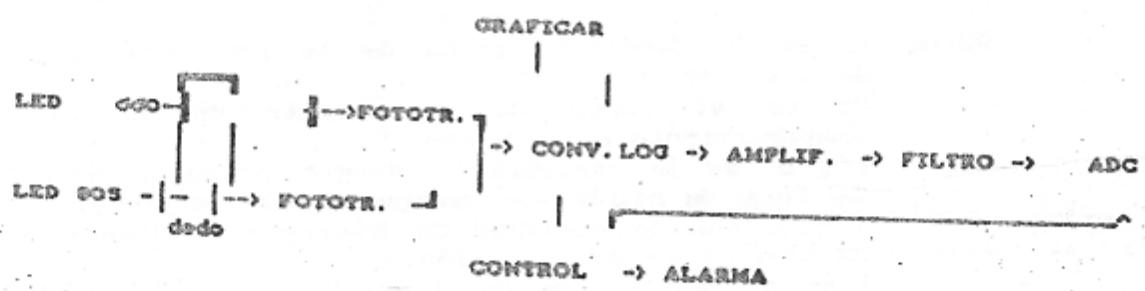


FIGURA 2. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL OXIMETRO DE PULSO DESARROLLADO.

La saturación de oxígeno puede de una muestra de sangre puede obtenerse de la ecuación 1. descrita inicialmente por Gordy y Drabkin, como se muestra a continuación: (7)

$$SaO_2 = A - B(\alpha_{660} / \alpha_{805}) \quad 1.$$

Donde α_{660} y α_{805} son los coeficientes de absorción de la muestra de sangre en las longitudes de onda de 660 nm y 805 nm. A y B son constantes relativas al coeficiente de absorción de la hemoglobina y la hemoglobina reducida. El oxímetro mide la fracción de hemoglobina presente en forma de oxihemoglobina.

La estructura de las zonas de medición presenta un compartimiento sanguíneo (sangre venosa y arterial) y un compartimiento no sanguíneo (piel, músculo, hueso, tejido conectivo, etc).

Cuando se ilumina el dedo la atenuación de la luz por el compartimiento no sanguíneo no presenta cambios con las pulsaciones, mientras que el compartimiento sanguíneo cambia sus características ópticas con el flujo de sangre a través de los espacios vasculares.

La densidad óptica de la luz transmitida, fluctua debido a que la atenuación de la luz es causado solamente por el flujo de la sangre durante la fase de entrada de sangre a los elementos arteriales de la zona de medición, se puede calcular la saturación de oxígeno de la sangre arterial, restando los componentes de señal constante, proporcionados por el compartimiento no sanguíneo, de los componentes de señal variante en el tiempo (pulsátiles) del compartimiento sanguíneo.

Además si se considera que la acción pulsátil de la sangre venosa es nula, o casi nula, se tiene la certeza de que la respuesta procesada en forma espectrofotométrica a partir del pulso, será la saturación de oxígeno de la sangre arterial.

Suponiendo que la Ley de Beer-Lambert es válida para la sangre que fluye en la zona de estudio, y que la atenuación de la luz debida a los medios no sanguíneos es despreciable, por sustracción, la densidad óptica de la luz transmitida por los diodos emisores de luz esta expresada en la ecuación 2:

$$I = I_0 Fr 10^{-\alpha' d} 10^{-\alpha t} \quad 2.$$

Donde: I_0 es la densidad óptica de la luz incidente a través del sitio de estudio.

Fr es el rango de absorbancia de la luz debido al compartimiento no sanguíneo.

d y α' es la cantidad de sangre presente durante el final del flujo de salida de sangre (onda de pulso).

t y α son la cantidad de sangre que fluye por el dedo y su coeficiente de absorción.

I es la cantidad de luz transmitida por la zona de estudio.

El descubrimiento de elementos fotoeléctricos fue primordial para el desarrollo de la oximetría, basados en las características de manejo de potenciales compuestos por una parte constante en el tiempo (de corriente directa) y otra variable respecto al tiempo (de corriente alterna), tenemos que la salida total de los elementos fotoeléctricos, está dada por la ecuación 3:

$$E_{DC + AC} = A I \quad 3.$$

Sustituyendo el valor de I de la ecuación 2. en la ecuación 3. se obtiene el resultado de la salida total en función de parámetros de espectrofotometría:

$$E_{DC + AC} = A I_0 \gamma Fr 10^{-\alpha' d} 10^{-\alpha t} \quad 4.$$

Donde:

γ y A son constantes específicas del fotodetector.
El resto de las variables se conserva de acuerdo a los índices de la ecuación 2.

Si se considera que la componente constante en el tiempo (de corriente directa) es dado por la ecuación 5:

$$E_{DC} = A I_0 F r 10^{-\alpha \gamma d} \quad 5.$$

La diferencia logarítmica entre la salida total y el componente de corriente directa, nos proporciona el componente puramente de corriente alterna (variante respecto al tiempo):

$$Y = \log \left(\frac{E_{DC+AC}}{E_{DC}} \right) = -\alpha \gamma t \quad 6.$$

La Y puede calcularse para una longitud de onda específica, por ejemplo para dos longitudes de onda λ_1 y λ_2 , corresponden, como se aprecia en la ecuación 7:

$$\left. \begin{aligned} Y_{\lambda_1} &= -\alpha_{\lambda_1} \gamma t \\ Y_{\lambda_2} &= -\alpha_{\lambda_2} \gamma t \end{aligned} \right\} 7.$$

De la ecuación 7, se puede establecer la relación entre los coeficientes de absorción de estas dos longitudes de onda específicas, ecuación 8:

$$\frac{\alpha_{\lambda_1}}{\alpha_{\lambda_2}} = \frac{Y_{\lambda_1}}{Y_{\lambda_2}} \quad 8.$$

De esta forma, el rango del coeficiente de absorción en las longitudes de onda λ_1 y λ_2 es determinada por la medición de las Y de cada sección del espectro.

Retomando la ecuación 1., la saturación en términos de las Y de cada longitud de onda y para este caso en particular, resulta de la siguiente forma, ecuación 9:

$$S = A - B (Y_{\lambda_1} / Y_{\lambda_2}) \quad 9.$$

Con la simulación de la ecuación 8, se realizaron los primeros oxímetros de pulso, estos tenían el inconveniente de que sobre estimaban el valor de la saturación de la sangre en niveles inferiores al 90% de saturación.(e)

Fue con la introducción de un ajuste cuadrático como se logró compensar esta sobre estimación.

3. DESCRIPCION DEL INSTRUMENTO:

El oxímetro de pulso desarrollado en el presente trabajo consta de tres fases principales: 1) Óptica.

2) Procesamiento.

3) Despliegue.

3.1. Sección óptica.

Corresponde al diseño de los dispositivos de medición, o transductores, así como la selección de los diodos emisores de luz que tengan como característica las longitudes adecuadas, para tal efecto y el tamaño ideal para su manejo en los dispositivos.

Para satisfacer esta etapa del diseño se procedió a buscar en manuales de optoelectrónica de los diferentes productores, siendo General Instruments ®, casa que tenía en existencia los componentes optoelectrónicos adecuados, tanto para la emisión de la señal deseada, como los receptores para la fotoconversión eléctrica óptima. La compañía antes mencionada proporcionó los insumos de diseño como muestras de exportación.

La luz recibida es de baja energía de radiación, evitado daños o lesiones térmicas en la zona de medición.

3.2. Procesamiento.

La etapa de procesamiento se divide en dos fases experimentales de diseño, una analógica, que se encarga de filtrar, amplificar, y procesar la señal recibida por los fotoconvertidores, para poder ser procesada y controlada digitalmente, ver figura 3:



FIGURA 3: DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA ETAPA ANALÓGICA DEL OXÍMETRO DE PULSO.

La etapa digital se encarga de procesar la señal y preparar al despliegue, programar alarmas para límites inferiores y superiores, tanto de la saturación de oxígeno, como del pulso, verificar continuamente el estado de alarma, y enviar los mandos para el despliegue audiovisual de las alarmas, ver figura 4:

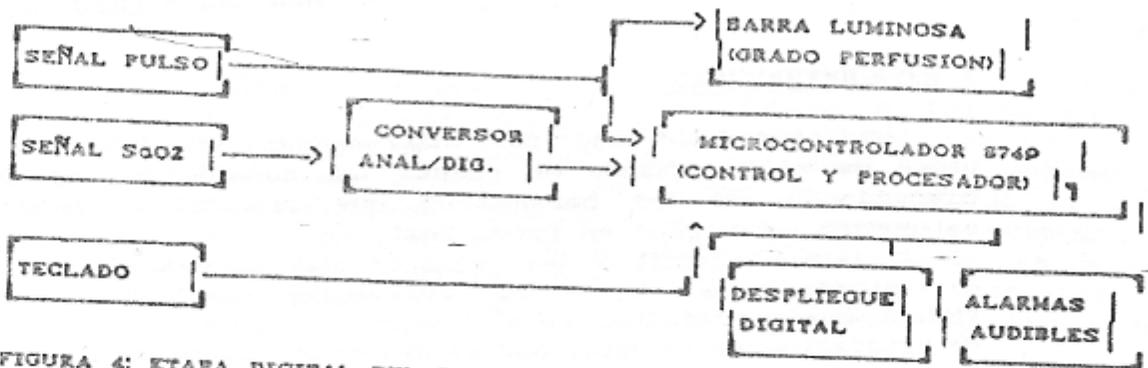


FIGURA 4: ETAPA DIGITAL DEL OXIMETRO DE PULSO.

4. LINEALIDAD:

La linealidad del instrumento se basa hasta la fecha en los resultados *in vitro*, efectuados para poder determinar los índices de calibración para la obtención de la saturación de oxígeno hechos en otoño de 1987 en el Hospital Angeles del Pedregal, a través de los equipos de medición de gases sanguíneos (gasómetros Micro 13 y 1303, de IL Fisher®, equipo de detección de presión parcial de oxígeno transcutáneo Hewlett Packard® así como el co-oxímetro IL-282), en muestras de sangre del banco de sangre procesadas, y más de 500 muestras de pacientes para la determinación de sus gases en sangre. Empleando un programa para computadora personal Casio ® para obtener los resultados de saturación con los datos de estos equipos (Fig. 5.):

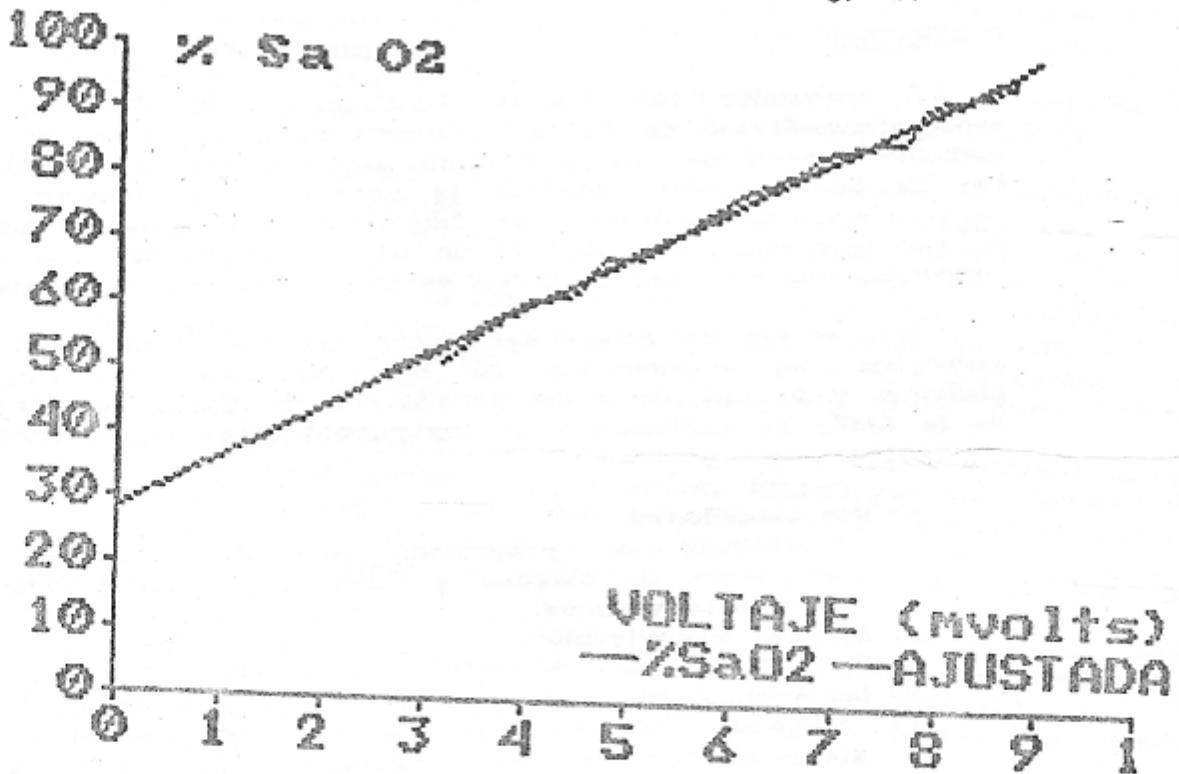


FIGURA 5: CURVA DE CALIBRACION DEL OXIMETRO DE PULSO.

5. REPRODUCIBILIDAD:

La reproducibilidad del instrumento, en laboratorio es del orden de 92.3% tomando en cuenta las consideraciones de falta de compensación de los parámetros que afectan la medición de la saturación de oxígeno en forma real:

- a) Actividad pulsátil de las venas en ciertas patologías.
- b) Interferencia óptica de sustancias empleadas en estudios fisiológicos o presentes en el cuerpo.
- c) Artefactos en la señal por movimientos del paciente.

6. RESPUESTA:

El retraso del procesamiento, debido a las secciones óptica y de procesamiento es de 5 segundos, por concepto de conversión fotoeléctrica, procesamiento analógico, procesamiento digital y verificación de vigilancia para alarmas.

Este retraso es generado en forma directa por el equipo, para permitir al microcontrolador realizar las etapas de control, monitorización de alarmas y ajuste de la señal previamente procesada analógicamente y convertida a digital. Y por su puesto para el despliegue de los valores tanto de saturación como de pulso.

7. DISCUSION:

El presente instrumento funciona a través del análisis espectrofotométrico de la luz transmitida a lo largo de zonas de medición específicas. La simulación analógica de la ecuación de la Ley de Beer-Lambert, permite la obtención de valores adecuados para niveles de Saturación de Oxígeno normal, (superiores a 90%), lo que hace necesario emplear un ajuste cuadrático con el fin de compensar ese problema de sobre estimación en valores bajos.

Con el fin de poder satisfacer las necesidades del personal encargado del seguimiento de las condiciones fisiológicas del paciente, y de acuerdo a los parámetros de diseño de equipo médico de la AAMI, se implementó un instrumento con las características siguientes:

- a) Uso sencillo.
- b) Posibilidad de programar alarmas extremas para la saturación de oxígeno y pulso en forma independiente y claramente visibles.
- c) Alarmas audiovisuales.
- d) Control por medio de un microprocesador.
- e) Implementación de un prototipo ligero y pequeño.
- f) Sistema transductor inovador que permite mantener siempre colineales los componentes del sistema óptico.
- g) Diseño totalmente nacional, con un costo de fabricación inferior al más sencillo de fabricación extranjera con las ventajas de los más complejos este tipo.

- h) Posibilidad al crecimiento del equipo a través de una red de ellos, para formar una central de monitoreo.
- i) Posibilidad de ampliar su capacidad de señales a monitorizar gracias a su diseño en forma de tarjetas intercambiables, posiblemente se busque adaptar el sistema para detección de la presión-transcutánea de CO₂.
- j) Todas las ventajas que tiene el equipo por ser un método continuo y no invasivo de seguimiento de parámetros fisiológicos.

Debido a su precisión y reproducibilidad, el equipo es útil como método de seguimiento en aquellas áreas de los hospitales y centros de salud, donde se ha empleado comunmente, terapia intensiva, salas de cirugía, salas de recuperación, cuidados intensivos neonatales y cuidados coronarios; así como en otras áreas no tan usuales, como hemodiálisis, salas de litotripsia y en pacientes en estudios fisiológicos en general, así como para la medicina del deporte.

Las aportaciones fisiológicas y de investigación de este proyecto pueden consultarse en la tesis profesional del autor. (8)

REFERENCIAS:

1. HORECKER, B.L. (1943) The absorption spectra of the haemoglobin and its derivatives in the visible and infrared regions. *J. Biol. Chem.* 148, 173-183.
2. YOSHIYA et al. (1984) Non-invasive spectrophotometric estimation of arterial oxygen saturation. Academic Press Inc. London LTD. c.7, pp. 251-286.
3. KRAMER et al. (1951) Influence of the oxygen saturation, erythrocyte concentration and optical depth upon red and near-infrared light transmittance of whole blood. *Am. J. Phys.* 165, 229-246.
4. WOOD, E.D. and GERACI, J.E. (1949) Photoelectric determination of arterial oxygen saturation in man. *J. Lab. Clin. Med.* 34, 387-401.
5. SHIMADA Y. et al. (1980) Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip. *Med. Biol. Engng. Comput.* 18, 27-32.
6. LIAPPIS, R.A. (1979) Nichtinvasive Messung der Sauerstoffsättigung mit der Oxygenmet-Oxymeter an Fingern, Mittelhand und Handgelenk von Säuglingen. Vergleich mit der berechneten Sauerstoffsättigung aus pH und pO₂ der Blutgasanalyse. *Klin. Pädiat.* 191, 467-471.
7. GORDY, E. and DRABKIN, D. (1957) Spectrophotometric studies. *J. Biol. Chem.* 227, 285-296.
8. YOSHIYA et al. (1984). Effects of multiple scattering and peripheral circulation on arterial oxygen saturation measured with a pulse-type oximeter. *Med. & Biol. Engng. & Comput.* 22, 475-478.
9. PÉREZ CASILLAS L.M. (1988). Diseño de un oxímetro de pulso. tesis profesional. Universidad Iberoamericana.