

Testeo de oxímetro de pulso mediante optoelectrónica

J Gallardo¹, R Del Aguila², G Parlanti³

¹ Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba, Argentina.

²LIADE (Laboratorio de Investigación Aplicada y Desarrollo), Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba, Argentina.

³Laboratorio de DSP, Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba, Argentina.

E – mail: joserogallardo@gmail.com

Resumen – El presente trabajo es el desarrollo de un prototipo que servirá para verificar el funcionamiento de la combinación sonda pulsioximétrica/equipo pulsioximétrico. La propuesta es un medidor funcional del tipo optoelectrónico definido en la ISO 9919:2005. El objetivo del trabajo es poder simular saturaciones de oxígeno (S_pO_2) y frecuencia cardíaca (pulsos por minuto – bpm) que servirán como variables para controlar el funcionamiento del equipo médico. El prototipo presentado se basa en un sistema embebido diseñado con un fin específico y a su vez planteado como un dispositivo de mano. El equipo propuesto tiene la capacidad de generar los siguientes valores: Saturación de oxígeno - 90, 95, 96, 97, 98 y 99% y Frecuencia cardíaca - 40, 60, 70, 80, 120 y 200 bpm. A su vez se tiene la posibilidad de simular condiciones de baja perfusión y además incorporar perturbaciones a la señal utilizada para testear el equipo médico. El prototipo fue corroborado con respecto a una marca de oxímetro de pulso – BCI, con lo que se obtiene conformidad del diseño propuesto, y además se efectuaron mediciones con marcas distintas de oxímetros de pulso para observar las variaciones entre estas. El prototipo está diseñado teniendo en cuenta la marca del equipo que se desea testear, generando las señales en función de la curva R de cada fabricante.

Palabras claves – Oxímetro de pulso, saturación de oxígeno, testeo optoelectrónico, ISO9919:2005.

I. INTRODUCCION

El oxímetro de pulso es un equipo médico, utilizado fundamentalmente para el monitoreo de la saturación de oxígeno (S_pO_2) en tiempo real y de una manera no invasiva. El oxímetro de pulso proporciona una medida relativa y no absoluta, ya que no indica la cantidad de oxígeno que llega a los tejidos, sino una relación entre la hemoglobina oxigenada y reducida (estas dos hemoglobinas son las encargadas del transporte de oxígeno en la sangre) de allí es que se denomina saturación de oxígeno [1].

El oxímetro de pulso está diseñado para ser usado en los sectores de salud como ser unidad de terapia intensiva e intermedia, shock room, unidades de traslado, etc. El mismo es aplicado en pacientes: neonatos (recién nacidos), pediátricos y adultos.

La idea principal del planteo de un simulador para este equipo médico, es poder verificar el funcionamiento del mismo cuando se encuentra en servicio y el mismo presenta mediciones incorrectas o algún tipo de falla. Generalmente el problema radica en la sonda pulsioximétrica usada para la medición.

Se analizaron algunos simuladores existentes en el mercado, como así también observaciones en publicaciones efectuadas en congresos anteriores [2 - 4], posterior a ello se planteo el diseño de un prototipo que satisfaga necesidades básicas dentro del ámbito hospitalario como ser: sencillez en el montaje de simulación para testar el oxímetro de pulso, rapidez de la verificación de funcionamiento, y un tamaño reducido y transportable.

Por lo tanto el objetivo es desarrollar un ejemplar capaz de simular saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca como sustituto de un paciente, el cual servirá para testear el funcionamiento del equipo médico, asimismo el dispositivo propuesto es un medidor funcional del tipo optoelectrónico definido en ISO 9919:2005 [5].

I.II. FUNCIONAMIENTO DEL OXIMETRO DE PULSO

El pulsioxímetro emite alternadamente pulsos de luz a dos longitudes de onda (660nm y 910nm), a través de un tejido, como ser un dedo o el lóbulo de una oreja, o en el pie en el caso de un recién nacido; y mide la señal de luz transmitida.

La naturaleza pulsátil de la sangre arterial da como resultado una forma de onda en la señal transmitida (figura 1), es decir que se recibe una señal modulada, que permite que los efectos de absorción de la sangre arterial (absorción variable) se identifiquen a partir de la sangre venosa no pulsátil y otros tejidos del cuerpo (absorción fija) [1].

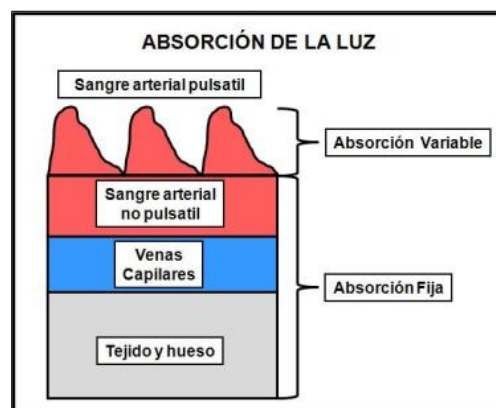


Figura 1. Absorción de luz en tejidos humanos.

La sonda de medición es colocada sobre el paciente (figura 2), se emiten los pulsos de luz que pasan a través del tejido. En el extremo opuesto se ubica el fotodetector que recibe la luz transmitida. El fotodetector convierte la señal lumínica en una señal eléctrica, que luego es procesada mediante un algoritmo incorporado en el micro procesador, diseñado para calcular el valor de S_pO_2 con la relación de las dos señales de luz.

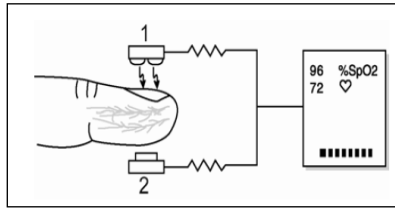


Figura 2. Componentes que conforman un oxímetro de pulso y la ubicación de los mismo, 1-Emisores de luz, 2- Fotodetector.

La sangre arterial pulsátil modula la luz que lo atraviesa. Por lo tanto se aprovecha dicho fenómeno para diferenciar la absorción variable de las absorciones fijas (figura 1).

Mediante hardware y software se miden las componentes de absorción variable y fijas a ambas longitudes de onda (roja e infrarrojo) y luego se calcula lo que se denomina Relación de Relaciones (Ec. 1) [1].

$$R = \frac{\frac{AC_R}{DC_R}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad Ec. 1$$

El pulsioxímetro tiene incorporada una curva R, en la que a un valor de S_pO_2 le corresponde un valor R, por lo tanto, calculado R, se visualiza en una pantalla del oxímetro de pulso el valor equivalente medido en S_pO_2 .

La curva R (figura 3), primeramente es confeccionada de una manera teórica. Posteriormente la misma es corregida empíricamente, utilizando un CO – Oxímetro (Oxímetro in vitro). Es decir se realiza una correlación de la curva. Esto se debe a que en el cálculo teórico de la curva R no se tiene en cuenta los efectos de dispersión y reflexión de la luz en la superficie. La curva R es diferente para cada fabricante, esto es debido al método utilizado para la calibración del oxímetro de pulso.

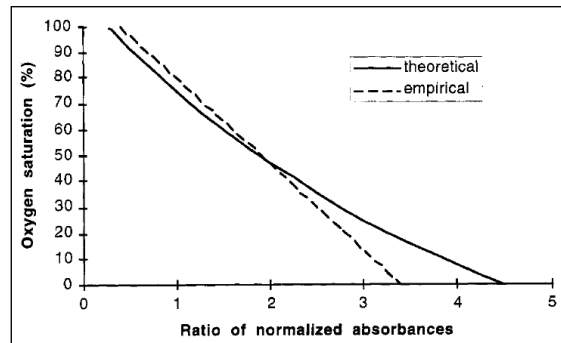


Figura 3. Curva R para oxímetro de pulso [1].

II. MATERIALES Y METODOS

Teniendo en cuenta el funcionamiento del oxímetro de pulso, y el estudio realizado de los simuladores para pulsioximetría, se planteo el esquema de un simulador basado en un sistema embebido, asimismo el prototipo es diseñado como dispositivo de mano, es decir en condiciones normales de uso el mismo puede funcionar en la mano del operador. Este dispositivo propuesto tiene en cuenta la marca del oxímetro de pulso que se desea verificar.

En la figura 4 se aprecia el diagrama de bloque planteado para el diseño del prototipo. Como requerimiento principal para generar un sincronismo con el oxímetro de pulso, es necesario detectar las emisiones de luz provenientes del mismo. Para ello se colocan dos fotodiodos, el cual uno de ellos detecta ambas emisiones de luz (roja e infrarroja) de la sonda pulsioximétrica y el otro solo las

emisiones de luz infrarroja. Usando un microcontrolador se interpretan las señales de los fotodiodos identificando la fuente de luz en cada instante de tiempo y así excitar el diodo emisor de luz correspondiente en el prototipo.

El dispositivo propuesto consta con dos fuentes de luz, roja e infrarroja. Por lo que la emisión del prototipo será acorde a la fuente de luz emitida por el oxímetro de pulso, logrando así un sincronismo de luces.

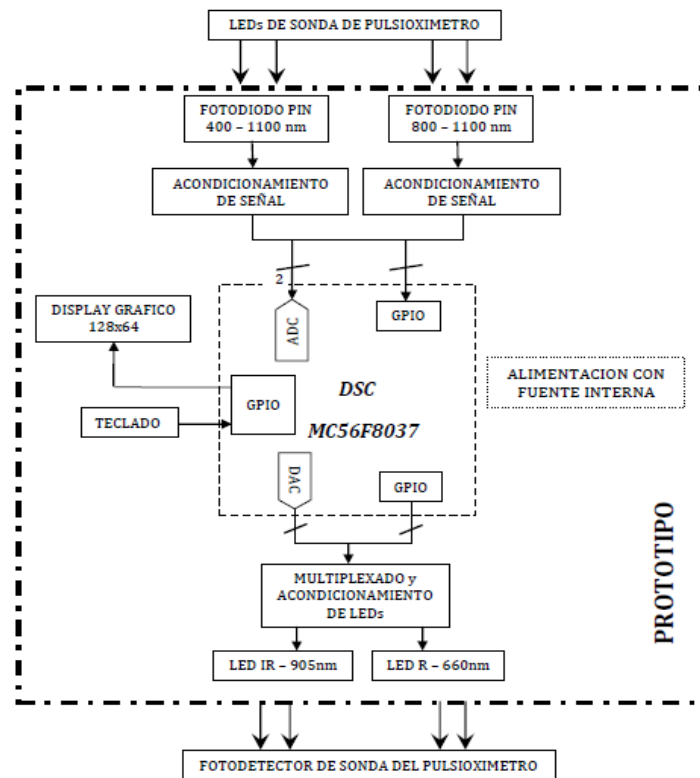


Figura 4. Diagrama de bloque del prototipo

Para interactuar con el operario se elaboro una interfaz en la que consiste de una pantalla grafica para la visualización de los parámetros que el usuario podrá modificar y un teclado para la selección y modificación de los valores presentados en la pantalla.

El microprocesador escogido para llevar a cabo el sincronismo de las luces, la generación de la señal usada para testeo del oxímetro de pulso, la interacción con el usuario mediante la pantalla/teclado es un DSC MC56F8037 [6]. El mismo es un controlador digital de señales (DSC), con propiedades de un DSP (procesador digital de señales) y características de un microcontrolador.

Se hace uso de una batería para que el ejemplar propuesto contenga una fuente de alimentación interna y cumpla con el requerimiento para ser un dispositivo de mano.

II.I. HARDWARE DEL PROTOTIPO

En función al diagrama de bloque propuesto en la figura 4 se elaboro el hardware, el cual consiste en diversas placas con las siguientes funciones:

- Placas de entrada y salida: son un soporte para los fotodiodos y emisores de luz. En ellas se realizan el acondicionamiento de dichos componentes.
- Placa de interacción: En ella se encuentra montada un display grafico y tres pulsadores que serán los encargados de la interfaz hombre - máquina.

- Placa de alimentación: suministra energía a las diferentes placas del prototipo mediante una batería interna. A su vez realiza la carga de la batería mediante la conexión de una fuente de alimentación externa.
- Placa de procesamiento: Se utilizó una placa de desarrollo de propósito general, la cual contiene el DSC usado para elaborar el software del prototipo.

En la figura 5 se observa un diagrama de bloque representativo de la placa de entrada, con sus distintas fases para llevar a cabo la preparación de las señales analógicas provenientes de los fotodiodos, como ser por ejemplo, la conversión de la fotocorriente en un nivel de tensión equivalente, además se generan las señales digitales que varían de estado en función de la presencia de luz emitida por la sonda del oxímetro de pulso.

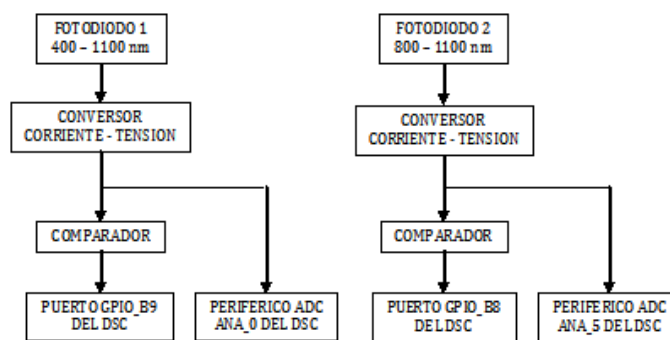


Figura 5. Diagrama de bloque representativo de la placa de entrada del prototipo

Para el desarrollo de la placa de salida se tiene en cuenta el diagrama de bloque presentado en la figura 6. En esta placa se preparan las señales analógicas provenientes de los convertidores digital analógico del DSC para excitar los diodos emisores de luz. Mediante una multiplexación comandada por el DSC se encenderá el led correspondiente coincidiendo con la fuente de luz emitida por el oxímetro de pulso. Para las fuentes emisoras de luz del prototipo se utilizó un componente denominado Dual Led Emitter, en cual dispone de dos fuentes emisoras de luz, en este las longitudes de onda son 660nm (luz roja) y 905nm (luz infrarroja); dicho componente es el que se encuentra en las sondas pulsioximétricas.

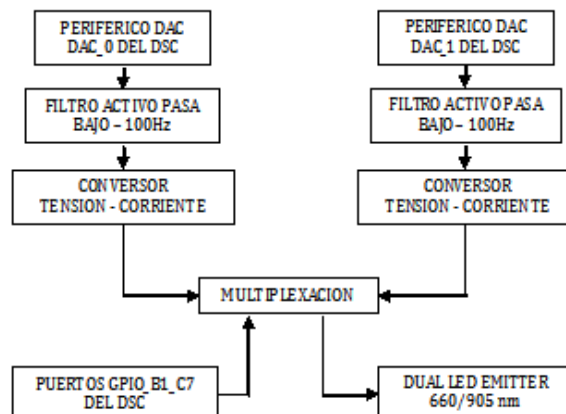


Figura 6. Diagrama de bloque representativo de la placa de salida del prototipo

A continuación se presenta la placa de procesamiento denominada DSC_BOARD (figura 7) la cual contiene al microcontrolador usado y demás componentes que hacen que dicha placa pueda ser utilizada en diversos proyectos. Las diferentes placas como ser la de entrada, salida, alimentación e

interacción con el usuario, se encuentran conectadas con la DSC_BOARD, ya que en la misma se localiza el cerebro del ejemplar propuesto.

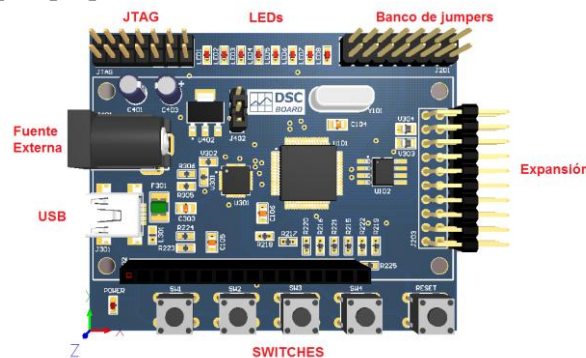


Figura 7. DSC_BOARD – Placa de desarrollos

II.II. SOFTWARE DEL PROTOTIPO

La programación del microcontrolador fue llevada a cabo de dos maneras, mediante un programa principal y mediante rutinas de interrupciones internas y externas.

El programa principal es el encargado de realizar todas las definiciones de variables globales como locales, inicialización de periféricos (DAC – Conversor Digital Analógico; Temporizadores), inicialización de puertos GPIO y habilitación de interrupciones.

Las rutinas de interrupciones son aquellas generadas por el temporizador (interrupción interna) y aquellas señales provenientes de etapa de entrada y visualización (interrupciones externas).

Sincronismo de luces.

La generación de sincronismo con las luces del oxímetro de pulso es mediante interrupciones. En la placa de entrada si tienen dos salidas digitales que cambian de estado en presencia de luz emitida por la sonda pulsioximétrica. Uno de los fotodiodos, detecta ambas emisiones de luz por lo tanto la señal digital proveniente de este fotodiodo genera una interrupción en el DSC, luego el fotodiodo restante detecta la luz infrarroja, por lo tanto mediante una correcta interpretación de estas dos señales, se sabe en cada instante de tiempo la fuente de luz emitida por la sonda pulsioximétrica, lo que permite comandar el encendido del diodo emisor de luz (led) correspondiente dentro del prototipo. Es decir cuando el oxímetro de pulso emite luz roja, el prototipo debe emitir luz roja, lo mismo sucede con la luz infrarroja.

En la figura 8 se puede observar lo siguiente: la señal de la parte superior de la imagen representa la salida digital del DSC, la cual es enviada a la etapa de salida para comandar la excitación del led correspondiente. La señal de la parte inferior representa la salida digital del fotodiodo encargada de detectar ambas longitudes de onda. En este caso la fuente de luz emitida por el pulsioxímetro es luz roja.

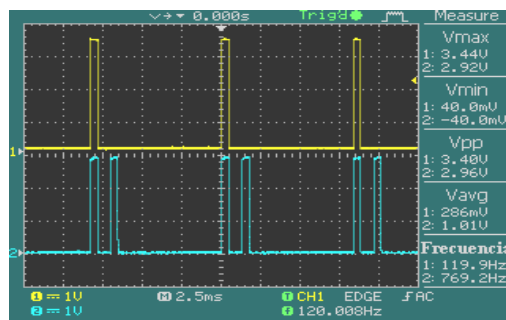


Figura 8. Salida del DSC en sincronismo con la fuentes de luz roja de la sonda pulsioximétrica. Primera señal es salida del DSC y la segunda es la señal de entrada al DSC.

En la figura 9 la señal de la parte superior de la imagen representa la salida digital del DSC. La señal de la parte inferior como en el caso anterior representa la salida digital del fotodiodo encargada de detectar ambas longitudes de onda. En este caso la fuente de luz emitida por la sonda del pulsioxímetro es luz infrarroja.

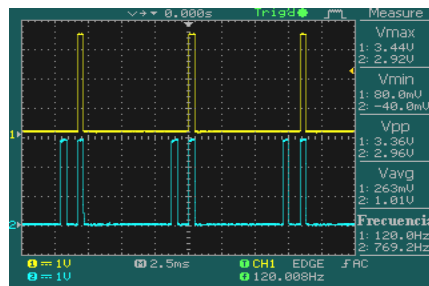


Figura 9. Salida Digital del DSC en sincronismo con la luz infrarroja de la sonda pulsioximétrica. La primera señal es la salida digital del DSC y la segunda es la señal de entrada al DSC.

Las salidas digitales del DSC son enviadas a la placa de salida, en la cual se excita el led correspondiente según la fuente de luz presente en la sonda pulsioximétrica.

Generación de señal pletismográfica

La generación de la señal pletismográfica, que servirá para testear el oxímetro de pulso, fue creada mediante una rutina de interrupción de un temporizador, en la cual se va recorriendo una tabla que contiene la forma de onda de dicha señal, y luego es enviada a los DACs – conversores digital analógico. Las señales pletismográficas generadas son dos, una para excitar el led rojo y otra para el led infrarrojo. Para los valores de S_pO_2 generados, la señal de luz infrarroja debe ser mayor que para luz roja (figura 10). Entiéndase como señal pletismográfica a la variación del volumen de sangre arterial presente en un paciente.

Para generar las distintas frecuencias cardiacas, solo basta con modificar el tiempo de interrupción del temporizador.

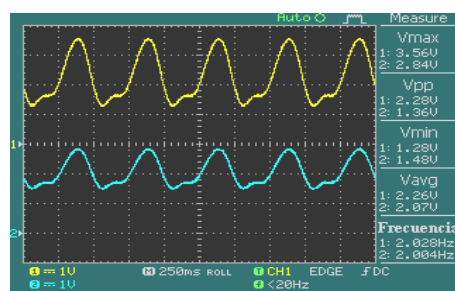


Figura 10. Señales pletismográficas generadas por el DSC. La forma de onda se encuentra discretizada y guardadas en tablas, mediante un recorrido adecuado de las tablas se obtiene la onda analógica a la salida de los DACs del DSC.

Para la generación de la señal pletismográfica se tiene en cuenta un función matemática presentada anteriormente en un congreso de la S.A.B.I [2]. Dicha función fue manipulada en Matlab, consiguiendo tablas con la forma de onda discretizada. Las tablas fueron incorporadas en el DSC.

Para generar los diferentes valores de saturaciones de oxígeno en función de cada fabricantes, se tiene en cuenta la curva R; para ello se desarrollo un algoritmo basado en el Método Derivativo [1] (ecuación 1). En este caso se utilizo una curva R para un equipo de marca BCI. Según el valor de saturación de oxígeno que el usuario desee simular, el algoritmo diseñado modifica las tablas que

contienen la forma de onda a generar, variando las amplitudes de estas para que la relación de estas señales se asemeje al valor R del equipo médico ensayado.

Además se adiciona a la señal pletismográfica, ruido aleatorio para que dificulte la medición de la saturación de oxígeno o pulso cardiaco, asimismo se puede sumar otra perturbación como ser una señal de 50Hz representando el ruido debido a la red de distribución eléctrica. Se simularon además, tres condiciones de niveles de perfusión. Estas perturbaciones y niveles de perfusión fueron generados para realizar algunas pruebas para observar las respuestas del oxímetro de pulso ante la presencia de estas.

Por una cuestión de rapidez y sencillez, las formas de onda son generadas mediante tablas, utilizando solo pocas cualidades de un DSP, como ser multiplicación y división en un ciclo de reloj, sin embargo no cambia la manera de testear el oxímetro de pulso, la diferencia radica en la manera de generar la onda pletismográfica. En la próxima sección de líneas futuras se plantea una propuesta para hacer uso del procesador interno del DSC para confeccionar la forma de onda.

III. RESULTADOS

En la próxima figura 11, se presenta el primer prototipo desarrollado con el objetivo de simular saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca análoga a la un paciente.



Figura 11. Prototipo propuesto.

Para cotejar el diseño propuesto del simulador se efectuaron mediciones con respecto a un oxímetro de pulso de mano, marca BCI. La idea de emplear este equipo médico como instrumento de banco, consiste en fortalecer el diseño propuesto y desarrollado; y en función a los resultados obtenidos plantear mejoras y ajustes a realizar, para luego poder reproducir el procedimiento con respecto a diferentes marcas de oxímetros de pulso.

Realizadas las mediciones y ajustes con respecto al oxímetro de pulso BCI utilizado como instrumento de prueba (figura 12), se pudo observar que el diseño propuesto es aceptable. En las siguientes tablas 1 y 2 se muestran las mediciones realizadas (se pondrán solo dos valores de saturación de oxígeno). Se fijó un valor de saturación de oxígeno en el simulador y se observaron las lecturas efectuadas por el oxímetro de pulso, fueron llevadas a cabo 12 mediciones.

Tabla 1.- Resultados obtenidos de la simulación para 95% de SpO₂.

MEDICION	SpO ₂ - TESTER	SpO ₂ - BCI 3301
1	95%	95%
2	95%	95%
3	95%	96%
4	95%	94%
5	95%	94%
6	95%	96%

7	95%	95%
8	95%	94%
9	95%	94%
10	95%	93%
11	95%	95%
N = 12	95%	95%

Tabla 2.- Resultados obtenidos de la simulación para 97% de SpO₂.

MEDICION	SpO ₂ - TESTER	SpO ₂ - BCI 3301
1	97%	98%
2	97%	97%
3	97%	96%
4	97%	96%
5	97%	97%
6	97%	97%
7	97%	97%
8	97%	97%
9	97%	98%
10	97%	98%
11	97%	97%
N = 12	97%	98%

Los valores generados de S_pO₂ por el prototipo son medidos dentro de un rango con desviación ± 2%, lo cual es aceptable teniendo en cuenta que la incertidumbre de un oxímetro de pulso es del 2 al 5% en la medición sobre una persona. Con respecto a la frecuencia cardiaca simulada no se encontró diferencia alguna con la lectura obtenida por el equipo médico.

Aceptado el prototipo en primeras instancias, se procedió a efectuar el montaje de testeo utilizando otro oxímetro de pulso de marca diferente al BCI, en este caso se utilizo un monitor multiparamétrico, actualmente en servicio en las instalaciones del Hospital de Urgencias, Municipalidad de Córdoba, encontrándose como se había pensado de ante mano, que los valores de saturación de oxígeno medidos por el equipo médico son diferentes a los generados por prototipo, habiendo una gran diferencia, no obstante la frecuencia cardiaca medida por el monitor multiparamétrico era igual a la generada por el prototipo. Esto se debe a que no se tiene la curva R de dicho monitor, por lo cual la saturación de oxígeno generada es con respecto a la curva R del equipo BCI, además los niveles de intensidades lumínicas pueden variar de un equipo a otro, como también longitud de onda en el infrarrojo.



Figura 12. Montaje de testeo utilizando un Oxímetro de Pulso BCI.

IV. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos con el oxímetro de pulso BCI fueron buenos y aceptados, vale la aclaración que en este caso se disponía de la curva R de dicho equipo médico. En lo que concierne al monitor multiparamétrico las mediciones no fueron aceptadas, la desviación de la medición estaban por arriba del 15% en el valor de S_pO_2 , sin embargo estas desviaciones son corregibles, ya que a la hora del testeo no se contaba con la curva R del monitor, además el nivel de intensidad lumínica del prototipo se encuentra fija y configurada para el oxímetro de pulso BCI.

Debido a que se cumplió el objetivo fundamental de poder generar una saturación de oxígeno y lograr la medición con un oxímetro de pulso, se plantea a continuación las posibles mejoras surgidas del análisis de los resultados obtenidos, con el objetivo de abarcar un rango mayor de diferentes fabricantes de oxímetros de pulso existentes en el mercado.

V. LINEAS FUTURAS DE TRABAJO

Del análisis de los resultados obtenidos mediante el montaje de testeo se desprenden las siguientes modificaciones a tener en cuenta para mejorar el prototipo vigente, estas son:

- Diseñar un algoritmo capaz de generar mediante software las variaciones de los niveles de intensidades lumínicas en los leds, teniendo en cuenta las características de cada fabricante. Junto con ello se efectúa el agregado de curvas R para distintos fabricantes dentro de los más conocidos y usados.
- A su vez se plantea la posibilidad de brindar al operador la creación de una Curva R de un equipo de marca X. Para ello se diseñaría un algoritmo de software con una realimentación ingresada por el operador en función a los valores obtenidos en el montaje de simulación, es decir la conexión del oxímetro de pulso con el simulador. Con ello a su vez se plantea el uso de las propiedades del DSP para la creación y modificación de la señal pletismográfica, que anteriormente esta generada por tablas.

VI. AGRADECIMIENTOS

Se agradece al personal del sector de bioingeniería del Hospital de Urgencias - Municipalidad de Córdoba - Ing. Daniel Verra, Ing. Silvina Maestro y Sr. Cristian Sapp, por haber puesto a disposición los equipos médicos necesarios para llevar a cabo el desarrollo y ensayo del prototipo presentado.

VII. BIBLIOGRAFIA

- [1] J. G. Webster 1997. Designe of a Pulse Oximeters, Medical Science Series, New York: Taylor & Francis Group.
- [2] S.J. Lorandi, G. LaMura, A.J. Kohen. Simulador optoelectrónico para el ensayo de oxímetros de pulso. XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería – S.A.B.I 2011.
- [3] Metron. 2001. QA -510 SpO2 Analyzer Service Manual, 1345 Monroe NW, Suite 255^a (US).
- [4] Fluke Biomedical. ProSim SPOT Light. Datos técnicos.
- [5] NORMA ISO 9919:2005. Equipos electromedicos - Requisitos particulares para la seguridad básica y características de funcionamientos esenciales de oxímetro de pulso para uso médico.
- [6] 56F802x and 56F803x Peripheral Reference Manual – MC56F80XXRM.
- [7] Miguel Perez Garcia, Juan Alvarez. Intrumentacion Electronica. Thomson 2006.
- [8] Ramon Pallás, Oscar Casa, Ramon Bragós. Sensores y Acondicionadores de señal – Problemas resueltos. Marcombo. Alfaomega 2009.