

Desarrollo de un dispositivo de espectroscopia en el infrarrojo cercano a partir de un módulo de oximetría

A. Gallegos-Ledezma^{1*}, E. Bojorges-Valdez¹, E. Hernández-Quintela²

¹ Universidad Iberoamericana, Ciudad de México, México.

² Asociación para Evitar la Ceguera en México, Ciudad de México, México.

**angel1906_15@hotmail.com*

Resumen

La espectroscopia en el infrarrojo cercano (NIRS, por sus siglas en inglés) es una técnica rápida y no invasiva con grandes posibilidades en medicina. Tomando esto en cuenta, se desarrolló un dispositivo de espectroscopia en el infrarrojo cercano partiendo de un módulo de oximetría de pulso, el cual interactúa con un microcontrolador para capturar datos desde un sensor, enviarlos a un software desarrollado para procesar la señal y mostrar la gráfica de absorbancia.

Con el propósito de analizar la repetibilidad del dispositivo, se propuso el modelo logístico de Verhulst, del cual se calcularon los parámetros sobre una primera medición del bíceps derecho que fue tomada como referencia para ajustar 10 mediciones sobre el bíceps izquierdo y 10 más sobre el derecho. Como resultado se obtuvo un coeficiente de determinación R^2 promedio de 0.999 ± 0.0005 para el bíceps derecho y 0.995 ± 0.0012 para el izquierdo. Con lo que se muestra la factibilidad de ser usado como un dispositivo NIRS.

Palabras clave: Dispositivo, Espectroscopia, Hardware abierto, Infrarrojo cercano.

1 Introducción

La espectroscopia en el infrarrojo cercano (NIRS) es una técnica no invasiva que ha sido utilizada principalmente para medir la oxigenación de tejidos mediante dispositivos que permiten cuantificar la concentración de hemoglobina oxigenada (HbO₂) y desoxigenada [1, 2]. Si bien la oxihemoglobina y desoxihemoglobina son los principales absorbentes biológicos en la sangre de luz en el infrarrojo cercano, existen otros absorbentes que no contienen al grupo Hemo como: bilirrubina, mioglobina, citocromo oxidasa, entre otros [3]. Una aplicación más específica de esta tecnología es la evaluación de la hemodinamia cerebral, cuyo objetivo es identificar mecanismos que provocan daño potencial. De acuerdo con estudios realizados, la tecnología NIRS ha permitido identificar que los neonatos con apnea y bradicardia presentan bajos niveles de HbO₂ y volumen sanguíneo cerebral [4].

Para cuantificar la concentración de HbO₂, es necesario utilizar un haz de luz en un rango de longitud de onda que permita atravesar el cráneo, pues la luz visible solo es capaz de penetrar con poca profundidad en los tejidos del ser humano. Es por esto que los dispositivos NIRS utilizan luz en el infrarrojo cercano (NIR) en un rango de longitud de onda que va de los 700 a 1100 nm, el cual permite una penetración de varios centímetros incluyendo al tejido óseo [5, 6]. Al medir la atenuación de la intensidad del haz mediante la ley de Beer-Lambert modificada, es posible estimar la absorbancia, que a su vez es proporcional a la concentración de HbO₂ [7].

Cuando la luz NIR atraviesa el tejido, es imposible determinar la trayectoria de un solo fotón; sin embargo, la ruta que siguen en promedio los fotones en conjunto tiene forma de luna creciente desde el emisor hasta el receptor. La profundidad de la curvatura es aproximadamente la mitad de la distancia lineal entre emisor y receptor. A mayor profundidad, habrá menos fotones recopilados por el receptor, es por esto que existe una distancia optimizada de 3 a 4 cm para monitorear la circulación sanguínea en órganos específicos de neonatos e infantes[3].

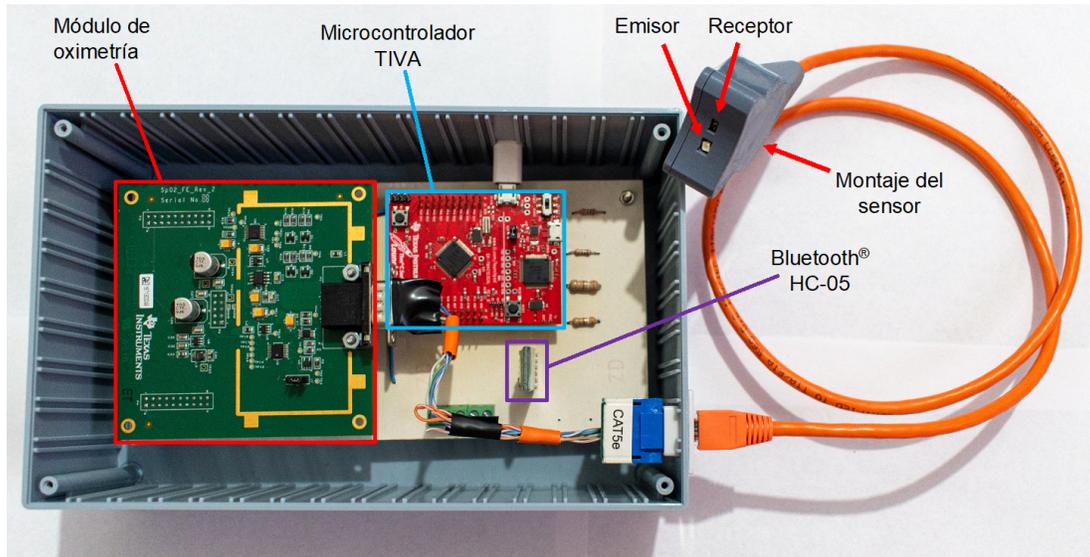


Fig. 1. Fotografía del dispositivo NIRS con señalamiento de sus componentes.

En similitud con los dispositivos NIRS se encuentran aquellos que son utilizados para oximetría de pulso. Estos utilizan luz roja e infrarroja para obtener la saturación de oxígeno en la sangre. Para esto cuentan con un circuito que permite controlar la intensidad de ambas longitudes de onda; así mismo existe otro circuito que alterna entre rojo (R) e infrarrojo (IR) a un ciclo de trabajo específico. Finalmente, los dispositivos de oximetría incorporan un convertidor analógico-digital para poder leer los datos a una frecuencia de muestreo determinada.

Actualmente, se tiene registro de dispositivos NIRS de hardware abierto y bajo costo que en su mayoría están diseñados para implementarse en neurología. Sin embargo, estos no permiten ser utilizados con un propósito diferente dado su diseño. Es por esto que, con el dispositivo presentado en este documento se pretende poner al alcance un sistema de hardware abierto cuyo diseño es modificable para ser implementado en diversas áreas. Además, utiliza componentes fácilmente asequibles, ya que el núcleo base es un TIVA de Texas Instruments, y el módulo de conexión inalámbrica un HC-05. Por el momento los códigos de programación pueden ser obtenidos bajo demanda a los autores, pero se planea dejarlos en un repositorio público bajo licencia de Creative Commons.

2 Metodología

2.1 Conexiones por bloques

El dispositivo NIRS desarrollado (Fig. 1) se compone de cuatro bloques tal como se muestra en el diagrama de la Fig. 2. Primero, un microcontrolador (MC) TIVA TM4C123GH6PM se comunica con el módulo de oximetría para recolectar la señal NIRS desde un sensor. A continuación, el MC envía los datos recopilados a una computadora a través de un módulo Bluetooth® HC-05. Después, la PC se encarga de procesar la señal para imprimir en pantalla una gráfica interpretable.

2.2 Módulo de oximetría de pulso

Este módulo es un diseño abierto de Texas Instruments que originalmente se acoplaba a la tarjeta de procesamiento de señales TMS320C5515 para medir oxígeno en la sangre. Sin embargo, actualmente

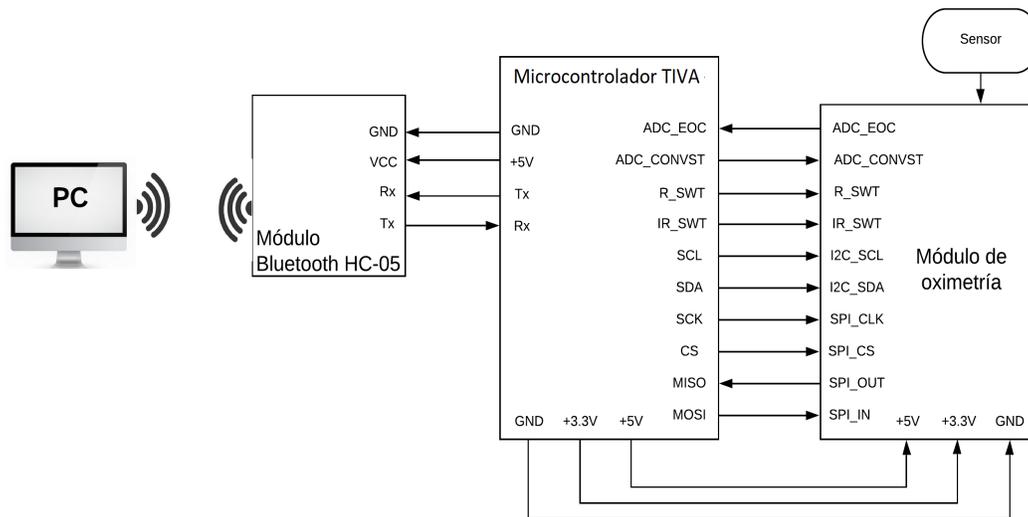


Fig. 2. Diagrama a bloques del dispositivo NIRS.

se encuentra en desuso, por lo que se debe consultar a Texas Instruments para diseños comerciales. En la Fig. 3 se puede observar que cuenta con diferentes bloques que pueden ser utilizados para recolectar señales NIRS, mismos que se describen a continuación.

2.2.1 Control de la intensidad NIR

Este bloque se compone de un par de convertidores digital-analógico DAC 7573 que reciben instrucciones desde el MC a través del protocolo I^2C . Esta salida analógica acotada entre 0 y 2.5V sirve para controlar la intensidad de la luz NIR.

2.2.2 Circuito de control para el LED

Este circuito recibe cuatro señales para su correcto funcionamiento. Dos de estas provienen de la salida del bloque anterior, las cuales como se mencionó ayudan al control de la intensidad NIR. Las dos restantes son señales PWM emitidas por el MC para encender y apagar el LED rojo e infrarrojo correspondientes a la oximetría de pulso; sin embargo, solo una señal es utilizada para el LED NIR. La otra señal no tiene efecto en ningún LED, pero es necesaria para el funcionamiento del circuito puesto que el mecanismo es similar al de un puente H.

2.2.3 Conector DB9: acoplamiento con el sensor NIRS

El montaje del sensor NIRS que se conecta a este DB9 tiene un conector RJ45 que se acopla mediante una interfaz desarrollada para este propósito. El sensor cuenta con una estructura que facilita colocarlo en superficies curvadas como las que abundan en el cuerpo humano y tiene una separación emisor-receptor de 8mm, lo que permite obtener información del tejido a una profundidad de 4mm. Este diseño también permite separar emisor y receptor para poder ser utilizado en otros estudios. Recordando que la distancia emisor-receptor está asociada con la profundidad de dispersión del haz de luz.

El emisor NIR penetra el tejido con una longitud de onda de 840nm para que a continuación el receptor mida la atenuación del haz emitido y envíe esta información en forma de corriente al módulo de oximetría mediante el conector DB9.

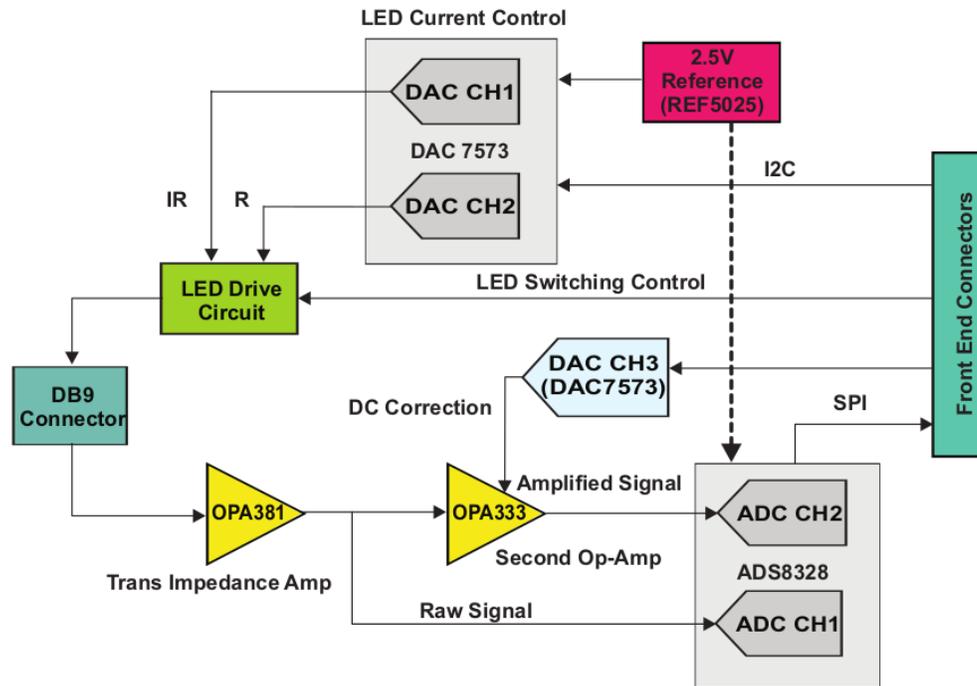


Fig. 3. Diagrama del módulo de oximetría de pulso [8].

2.2.4 Acondicionamiento de la señal NIRS

La señal NIRS que llega al módulo de oximetría desde el sensor pasa primero por un amplificador de transimpedancia para convertir la señal de corriente a voltaje. Posteriormente, llega al canal uno del convertidor analógico-digital ADS8328 desde donde el MC lee los datos.

2.3 Módulo TIVA

La tarjeta de evaluación TIVA monta un microcontrolador cuya arquitectura y número de periféricos son suficientes para recolectar la señal NIRS desde el módulo de oximetría y acondicionar la señal para enviarla a la PC. Para esto, el MC debe enviar instrucciones mediante los protocolos de comunicación I^2C y SPI. El primero se utiliza para controlar la intensidad del LED IR y el segundo se ocupa para leer la señal sin procesar del canal 1 del convertidor analógico-digital que se encuentra en el módulo de oximetría. También envía dos señales PWM desfasadas a una frecuencia de 500Hz y un ancho de pulso de $450\mu s$. Estas dos señales se utilizan para controlar el encendido de los LEDs R e IR.

Adicionalmente, el MC se comunica por UART con un módulo Bluetooth[®] HC-05, el cual transmite los datos recopilados hacia la PC de forma inalámbrica. Esta tecnología de transmisión de datos se eligió porque permite una conexión rápida y estable, es de bajo costo, bajo consumo de energía y está integrada en la mayoría de las computadoras u otros dispositivos portátiles como celulares o tablets.

2.4 Módulo PC

La PC que recibe la señal de forma inalámbrica desde el MC ejecuta Ubuntu 20.04 como sistema operativo. Para procesar los datos recibidos se desarrolló un programa en Python 3.7 que permite segmentar la señal en fragmentos de un segundo de duración. Cada segmento se obtiene a una intensidad

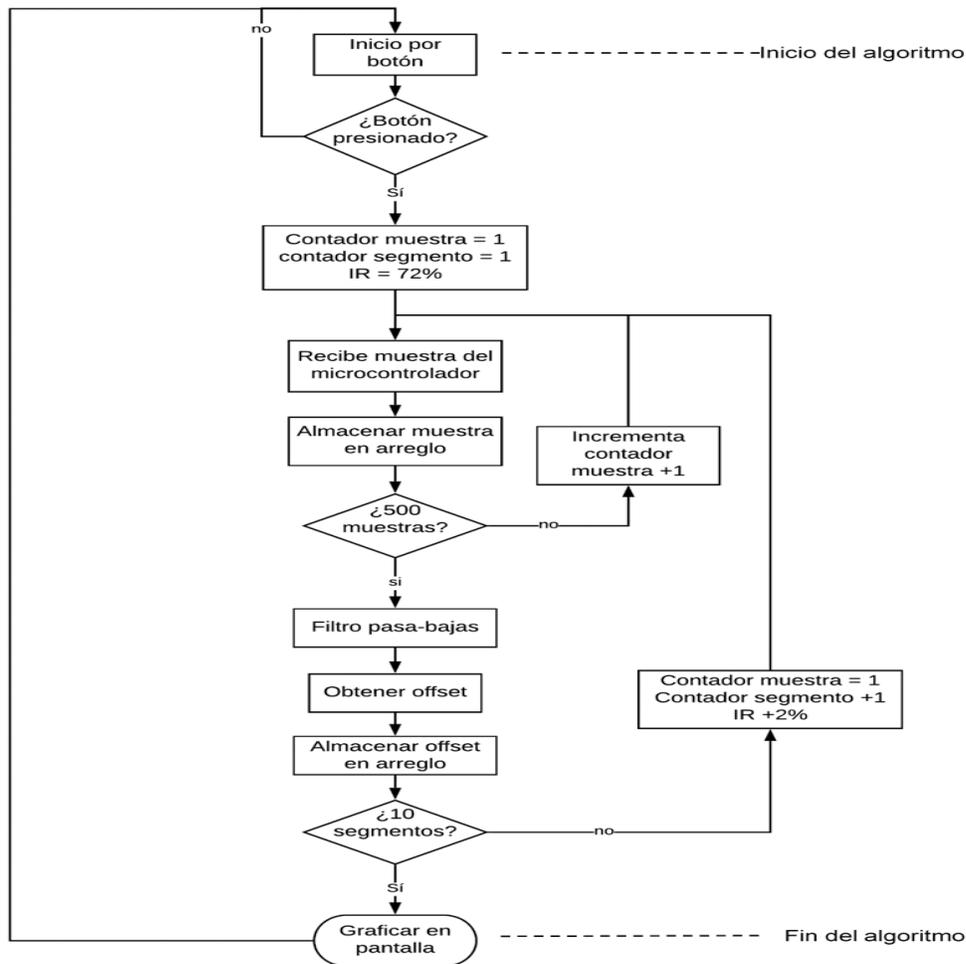


Fig. 4. Diagrama de flujo para la recolección de datos.

NIR específica que comienza en 72 % e incrementa 2 % cada vez hasta llegar al 90 %, de esta manera se obtienen 10 fragmentos en total. A su vez, a cada segmento se le aplicó un filtro digital pasa-bajas Butterworth de cuarto orden y frecuencia de corte a 2 Hz en tiempo discreto. Después de esto, se obtuvo el offset de cada segmento para construir un arreglo, el cual se guarda en un archivo CSV y se muestra en pantalla de forma gráfica. Este algoritmo se puede apreciar en el diagrama de la Fig 4.

2.5 Pruebas realizadas

Se realizaron pruebas en la superficie del bíceps derecho e izquierdo de un sujeto hombre. En ambos músculos se hicieron 10 repeticiones retirando el transductor entre cada una y colocándolo nuevamente en el mismo lugar.

Dado que el comportamiento observado de la absorbancia tiene forma sigmoidea, para poder analizar la repetibilidad del dispositivo se propuso el modelo logístico de Verhulst (1), donde e es la constante

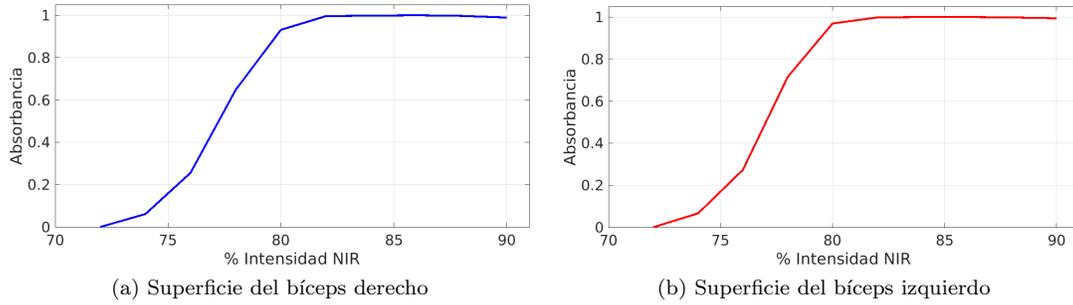


Fig. 5. Gráficas del comportamiento de la absorbancia de luz NIR en los músculos bíceps.

Bíceps	R^2	Desv. Est.
Derecho	0.9993	0.48×10^{-3}
Izquierdo	0.9947	1.16×10^{-3}

Tabla 1: Coeficiente de determinación promedio de las repeticiones.

de Euler, x es la intensidad IR, b representa la pendiente y c el valor de inflexión.

$$y_{est} = \frac{1}{1 + e^{-b(x-c)}} \quad (1)$$

Con el objetivo de facilitar el ajuste de los datos al modelo. A las mediciones y se les restó el mínimo y_{min} para asegurar que cada curva inicie en cero, de esto se obtiene el vector y_1 , el cual se divide entre su valor máximo y_{1max} para obtener así un vector de mediciones y_{norm} normalizado entre 0 y 1. Este procedimiento se muestra en (2).

$$\begin{aligned} y_1 &= y - y_{min} \\ y_{norm} &= \frac{y_1}{y_{1max}} \end{aligned} \quad (2)$$

En la Fig. 5 se puede observar que el comportamiento de la absorbancia en ambos músculos es muy similar, por lo que basta utilizar una medición como modelo para comprobar la repetibilidad. En este caso se utilizó como referencia la medición del bíceps derecho, de la cual se obtuvieron $b = 1.749$ y $c = 2.627$ como parámetros del modelo de Verhulst. A continuación, se realizó un ajuste a 20 mediciones utilizando el modelo anterior, de las cuales 10 se capturaron del bíceps derecho y el resto del izquierdo. Finalmente, se calculó el coeficiente de determinación R^2 para estimar la repetibilidad de la medición.

3 Resultados y Discusión

Las 20 repeticiones tienen un comportamiento similar a la medición del bíceps derecho que se tomó como referencia. En la Fig. 6 se pueden observar las 10 gráficas correspondientes al bíceps derecho y en la Fig. 7 las del izquierdo. En ambos casos las gráficas se superponen entre sí, de tal manera que se complica distinguir las repeticiones una de otra.

Los coeficientes de determinación R^2 de ambos músculos son muy similares entre sí y cercanos a uno. Además, como se puede observar en el cuadro 1, la variación de los coeficientes a lo largo de las 10 repeticiones es muy pequeña.

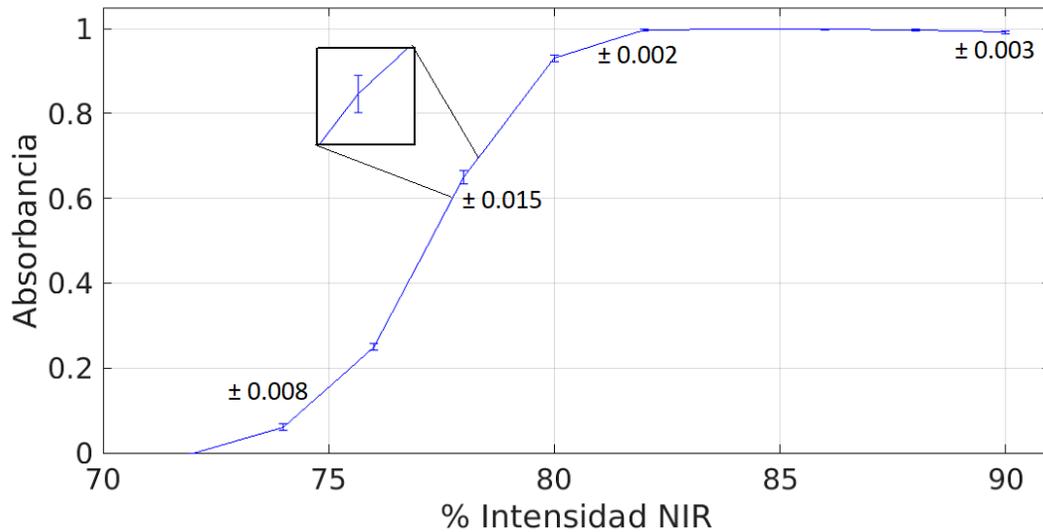


Fig. 6. Gráfica del promedio y desviación estándar de las 10 mediciones realizadas sobre el bíceps derecho. Las barras que representan las desviaciones son poco perceptibles dado que las repeticiones son muy similares entre sí. Se agregan los valores de la desviación estándar en algunos puntos para hacer visible lo repetible de las mediciones.

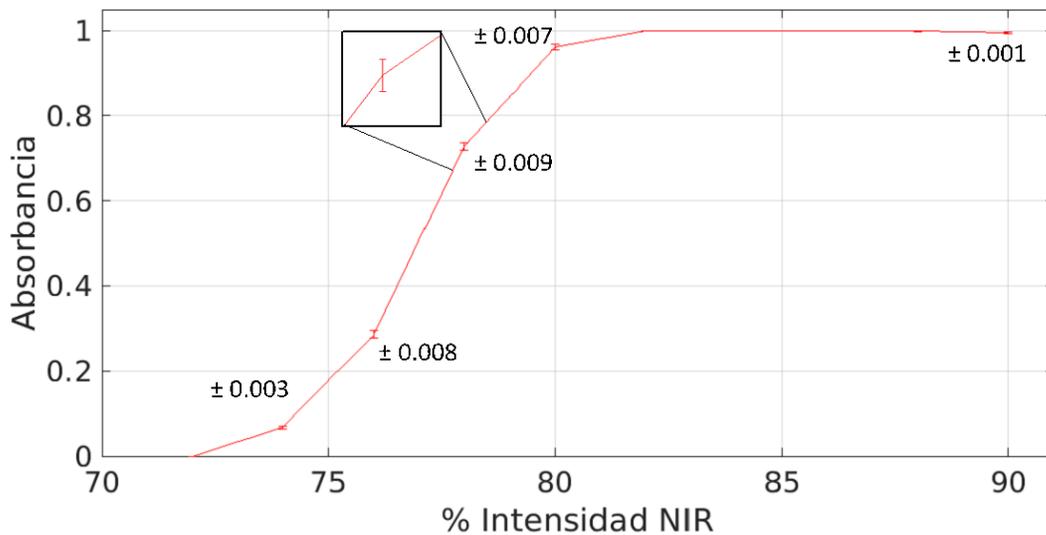


Fig. 7. Gráfica del promedio y desviación estándar de las 10 mediciones realizadas sobre el bíceps izquierdo. Las barras que representan las desviaciones son poco perceptibles dado que las repeticiones son muy similares entre sí. Se agregan los valores de la desviación estándar en algunos puntos para hacer visible lo repetible de las mediciones.

4 Conclusiones

Los resultados muestran que el modelo propuesto es adecuado, que las mediciones del dispositivo son repetibles y sugieren que pueden ser utilizadas para obtener información del tejido donde se realizaron las pruebas.

Aunado a los resultados de repetibilidad, es importante destacar las ventajas del dispositivo a nivel de hardware, pues algunos de sus componentes como el módulo de oximetría son diseños abiertos y repetibles implementados por Texas Instruments. Esto permite realizar modificaciones para orientar el dispositivo hacia aplicaciones específicas. En este sentido, el montaje del sensor es igualmente modificable, puesto que es posible realizar ajustes como la distancia emisor-receptor para poder penetrar un tejido a diferentes profundidades o cambiar la curvatura para poder ajustarlo a otras superficies.

Tomando en cuenta las ventajas descritas anteriormente, este dispositivo puede ser utilizado como un sensor NIRS *open hardware* cuyo diseño puede ser adaptado a necesidades particulares.

Declaración de conflictos de interés

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés para este trabajo.

Agradecimientos

El primer autor agradece a la Universidad Iberoamericana Ciudad de México por haber prestado equipo para realizar el proyecto.

Referencias

- [1] A. Barth and P. Haris, *Biological and Biomedical Infrared Spectroscopy*, pp. 355–357. Advances in biomedical spectroscopy, IOS Press, 2009.
- [2] S. Hamlin, *Monitoring Tissue Perfusion and Oxygenation, An Issue of Critical Nursing Clinics, E-Book*, pp. 348–352. The Clinics: Nursing, Elsevier Health Sciences, 2014.
- [3] J. P. Scott and G. M. Hoffman, “Near-infrared spectroscopy: exposing the dark (venous) side of the circulation.,” *Pediatr. Anaesth.*, vol. 24, no. 1, pp. 74 – 88, 2014.
- [4] J. Volpe, *Neurology of the Newborn*, pp. 181–185. No. v. 899 in ClinicalKey 2012, Saunders/Elsevier, 2008.
- [5] T. Scheeren, P. Schober, and L. Schwarte, “Monitoring tissue oxygenation by near infrared spectroscopy (nirs): Background and current applications,” *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 26, pp. 279–87, 03 2012.
- [6] R. S. Samraj and L. Nicolas, “Near infrared spectroscopy (NIRS) derived tissue oxygenation in critical illness.,” *Clin. Invest. Med.*, vol. 38, no. 5, pp. E285 – E295, 2015.
- [7] L. Kocsis, P. Herman, and A. Eke, “The modified beer–lambert law revisited,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, pp. N91–N98, feb 2006.
- [8] V. Markandey, “Pulse oximeter implementation on the TMS320C5515 DSP medical development kit (MDK).”