

# Instrumentación Biomédica

## Desarrollo de un monitor respiratorio con saturación de oxígeno

Ana Daniela del Río Pulido ([ddelrio@ciencias.unam.mx](mailto:ddelrio@ciencias.unam.mx))  
*Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ciencias*  
jueves 4 de febrero de 2021

**ABSTRACT:** A device capable of measuring oxygen saturation in blood and temperature was developed. The recordings of 4 subjects during 7 days was obtained. A statistical analysis with the student's T test was performed in order to compare the data obtained with those of a commercial oximeter. No significant difference was found between the means of the commercial oximeter and those of the developed oximeter with a significance level of 0.001. The code and data used are open access resources which are available in Github: <https://github.com/DanidelRio/oximetro>.

**RESUMEN:** Se realizó un dispositivo capaz de medir la saturación de oxígeno en sangre y la temperatura. Se obtuvo el registro de 4 sujetos durante 7 días. Se realizó un análisis estadístico con la prueba T de student para comparar los datos obtenidos con un oxímetro comercial. No se encontró una diferencia significativa entre las medias del oxímetro comercial con el oxímetro desarrollado con un valor de significancia del 0.001. El código y los datos utilizados son de acceso abierto y se encuentran en el repositorio de Github: <https://github.com/DanidelRio/oximetro>.

**PALABRAS CLAVE:** oximetría, saturación de oxígeno, temperatura corporal, prueba T de student.

## I INTRODUCCIÓN

Si algo caracterizó al 2020, fue ser el primer año de la pandemia por covid-19. Tan solo ha habido 159,533 muertes confirmadas en México causadas por este virus (actualizado al 3 de febrero de 2021) [1]. Afortunadamente ya se tiene la esperanza puesta en una vacuna, sin embargo el proceso para la inmunidad de rebaño es lento. Por lo tanto, es necesario encontrar herramientas para evaluar la progresión de pacientes actuales o dar seguimiento a aquellos que se encuentran en recuperación por covid-19. Mientras la mayor parte de la población no esté vacunada, la situación sólo puede empeorar. La covid-19 se ha caracterizado por afectar principalmente los pulmones. Debido a que los hospitales tienen cada vez un mayor número de camas ocupadas, se requiere mandar pacientes a sus casas y monitorear sus signos vitales. Uno de los principales indicadores del estado de salud de un paciente covid es su nivel de oxigenación.

A comparación de la gasometría arterial, donde se extrae sangre con una aguja y se logra medir directamente las cantidades de oxígeno y de dióxido de carbono [2]; la oximetría es una técnica no invasiva. La oximetría es una técnica óptica que no requiere de ra-

diación ionizante. Sin embargo, una de las principales desventajas de las técnicas ópticas son los artefactos debido al movimiento del paciente o debido al mismo funcionamiento del cuerpo.

Las técnicas ópticas, como es el caso de la oximetría, se basan en propiedades ópticas del cuerpo. Entre estas propiedades tenemos la transmitancia y la absorbancia. La transmitancia es una relación entre la intensidad de la luz que atraviesa un material y la intensidad de luz en ausencia de dicho material. Por otro lado la absorbancia es simplemente menos logaritmo de la transmitancia. Así, la ley de Lambert-Beer establece que la absorbancia está directamente relacionada con las propiedades intrínsecas del material que estamos analizando, con su concentración y con la longitud de la trayectoria del haz que atraviesa la muestra. Para un fluido con densidad homogénea, la ley de Lambert-Beer se muestra en las siguientes ecuaciones.

$$T = \frac{I_1}{I_0}$$
$$A = -\log(T) = \epsilon LC$$

Donde  $T$  es la transmitancia,  $I_0$  es la intensidad de

luz incidente,  $I_1$  es la intensidad de luz transmitida,  $A$  es la absorbancia,  $\epsilon$  el coeficiente de extinción molar,  $L$  la longitud del material atravesado y  $C$  es la concentración de la muestra.

La saturación de oxígeno en la sangre se puede conocer debido a las propiedades ópticas de los componentes de la sangre. En la sangre hay células llamadas eritrocitos, también conocidos como glóbulos rojos. Estas células están compuestas por hemoglobina, la cual se encarga de transportar el oxígeno a distintas partes del cuerpo. La hemoglobina puede transportar hasta 4 moléculas de oxígeno, y se llama saturada con oxígeno u oxihemoglobina ( $O_2Hgb$ ). Si no hay oxígeno adherido a la hemoglobina se le conoce como desoxihemoglobina ( $DHgb$ ). La saturación de oxígeno está dada por el siguiente cociente:

$$\% \text{ de saturación de } O_2 = \frac{O_2Hgb}{O_2Hgb + DHgb} \times 100$$

La saturación de oxígeno para un paciente normal es de 95-100%. La Organización Mundial de la Salud marca que una saturación de oxígeno menor a 90 % es una emergencia clínica [3, pg. 9].

Es de particular interés la hemoglobina porque su espectro de absorción depende si es oxihemoglobina o desoxihemoglobina. La oxihemoglobina absorbe ligeramente más en el infrarrojo, que corresponde a 950 nm, mientras que la desoxihemoglobina absorbe ligeramente más en 650 nm, lo cual corresponde al rojo en luz visible. Estas longitudes de onda se pueden visualizar en el espectro de absorción que se muestra en la figura 1.

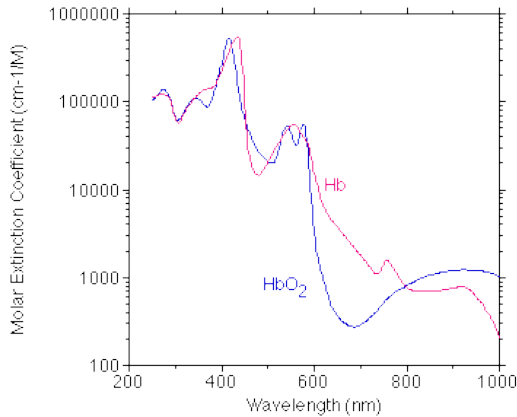


Figura 1: Espectro de absorción de oxihemoglobina y desoxihemoglobina [4].

Hay diversos factores que afectan las mediciones de la saturación de oxígeno. Por ejemplo, pintarse las uñas hace que cambie la absorbancia [5, pg. S196].

También hay estudios que muestran que en pacientes de piel negra aumentó el margen de error de 3% a 5% [5, pg. S196]. Otro factor es la temperatura corporal, al disminuir la temperatura, la sangre se concentra en los órganos vitales y disminuye en las extremidades. El sitio de colocación afecta el tiempo que se tarda en detectar la saturación de oxígeno; por ejemplo, en un dedo de la mano tarda cerca de 30 s, mientras que en la oreja es cerca de 10 s [5, pg. S195]. Sin embargo ambos sitios de colocación reflejan la saturación de oxígeno en todo el cuerpo. Finalmente tenemos la carboxihemoglobina. Resulta que la absorbancia del monóxido de carbono es similar a la del oxígeno, por lo que se tiende a sobreestimar si la persona terminó de fumar un cigarro [2].

El objetivo es elaborar un dispositivo para medir diversas variables fisiológicas de pacientes para almacenarlas y realizar un análisis estadístico de ellas. En particular, las variables que se medirán serán la saturación de oxígeno en sangre y la temperatura.

## II METODOLOGÍA

Primero se elaboró un circuito para medir la temperatura corporal.

Se utilizó el sensor de temperatura LM-35 y se conectó en la configuración básica, como se muestra en la figura 2. Para alimentar el circuito se utilizó una pila ya usada de 9V que sólo suministraba 5V. Se abrió un reloj viejo para dejar únicamente el extensible. Encima de este extensible se colocó el circuito. El sensor LM35 se colocó en el lado interno del extensible de tal forma que entrara en contacto con la piel del sujeto. Se utilizó este sensor porque era el que se tenía disponible y se aseguró que estuviera dentro de los rangos de seguridad permitidos. En la hoja de especificaciones de este sensor se especifica que la corriente máxima de salida es de 10 mA.

### Basic Centigrade Temperature Sensor (2°C to 150°C)

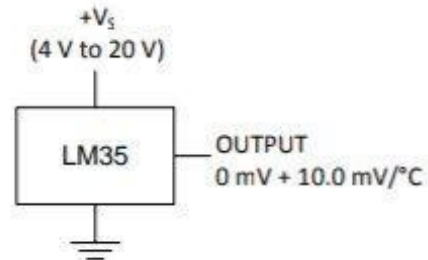


Figura 2: Configuración básica del sensor LM-35.

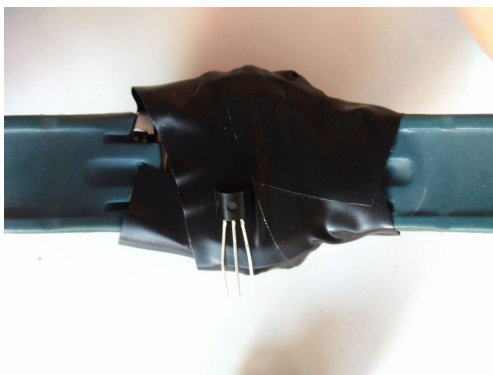


Figura 3: Fotografía que muestra la ubicación del sensor LM35 en el extensible de reloj.



Figura 4: Fotografía que muestra la ubicación de la pila en el extensible del reloj de pulsera.



Figura 5: Se muestra el funcionamiento del sensor a través de un voltímetro. La salida del sensor son mV, lo que corresponde a °C. Es decir, el sujeto tenía una temperatura de 27°C.

Posteriormente se construyó un circuito para medir la saturación de oxígeno. Se utilizó el material siguiente:

- HW-489 LED infrarrojo
- HW-502 Módulo para medir el pulso cardiaco (sensor LPT80A)
- LED rojo
- 2 resistencias de 330 ohms
- Arduino UNO

Es importante resaltar que la elaboración del circuito implementado tenía como prioridad mantener la integridad de todos los componentes utilizados para futuras generaciones de física biomédica. Se utilizó código obtenido del internet para comprobar que funcionara el módulo HW-502 [6]. Se observaron varios tutoriales disponibles en la red para crear el circuito implementado [7] [8].

Se alimentaron dos LEDs: rojo e infrarrojo. Durante 1 s se mantuvo encendido el LED rojo y apagado el infrarrojo. Después se cambió, durante 1 s el LED infrarrojo estaba encendido y el LED rojo estaba apagado. Así se iba alternando. Posteriormente se guardaron las mediciones hechas por el sensor.

Se utilizó el módulo HW-502, que es el módulo para medir el pulso cardiaco. Este módulo cuenta con el sensor LPT80A que tiene una sensibilidad relativa espectral que va desde 430 a 1070 nm.

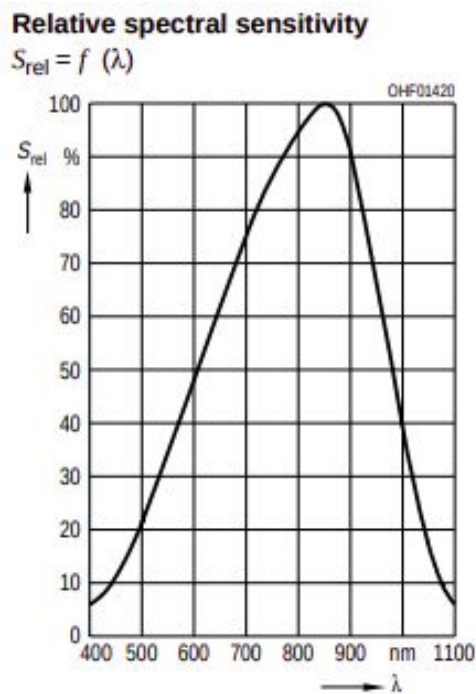


Figura 6: Sensibilidad relativa espectral del sensor LPT80A.

Como soporte del oxímetro se construyeron varios

prototipos basados en una pinza de cabello. Se utilizó un taladro y brocas de 0.5, 0.7 y 0.8 mm para realizar orificios donde estarían los LEDs y el sensor. Se encontró que el que mejor funcionó fue con orificios de 0.5 mm. Un orificio para cada uno de los componentes: sensor, LED rojo y LED infrarrojo. Este dispositivo se muestra en las figuras 7 a 9.

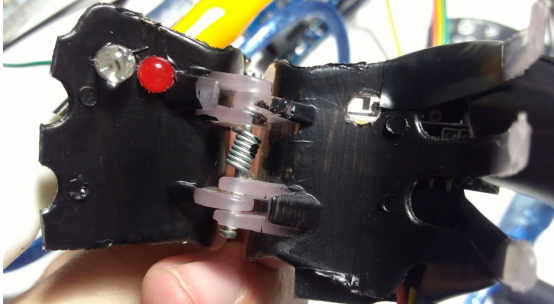


Figura 7: Vista interna del dispositivo implementado.

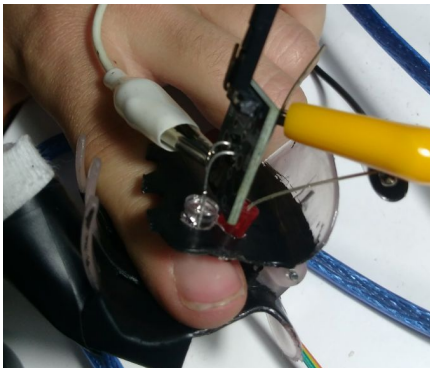


Figura 8: Vista superior del dispositivo implementado. Note que los LEDs no se mueven hacia los lados en esta disposición.

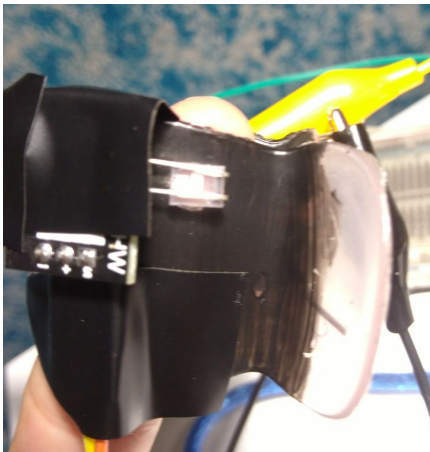


Figura 9: Vista inferior del dispositivo donde se puede apreciar la ubicación del sensor.

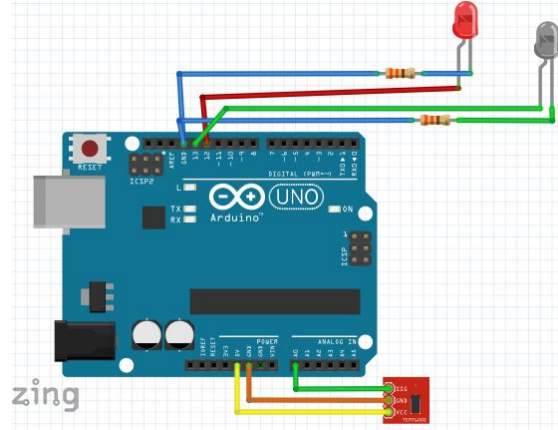


Figura 10: Circuito esquematizado en el software de código abierto llamado Fritzing [9].

Para obtener la saturación de oxígeno, [10, pg. 25]

$$\% \text{sat de } O_2 = \frac{(Rojo_{max} - Rojo_{min})/Rojo_{min}}{(IR_{max} - IR_{min})/IR_{min}}$$

Sin embargo, se encontró que los valores máximos y mínimos variaban mucho de un intervalo a otro. Por este motivo se utilizaron los valores promedio en ciertos intervalos. En lugar de considerar los 20 datos recopilados mientras uno de los LEDs estaba encendido, se desecharon los primeros 5 y los últimos 5. Esto se hizo pensando en que al obtener estos valores cuando ocurría la transición entre estar uno de los LEDs encendido y apagarse para prenderse el otro, podrían traer mayor variabilidad al registro. Así que sólo se consideró el promedio de los 10 datos de en medio.

La primera parte del código se programó a través de la interfaz gráfica de Arduino. Se encendía el LED rojo mientras el infrarrojo estaba apagado y se recopilaban 20 datos de la salida del sensor a través del puerto convertido analógico-digital del Arduino UNO. Después se cambiaba, el LED infrarrojo estaba encendido mientras el LED rojo estaba apagado y se recopilaban 20 datos. Es importante resaltar que el Arduino UNO cuenta con puertos convertidores analógico-digital de 10 bits, lo que corresponde a un valor de 1023 para una entrada de 5V y un valor de 0 para una entrada de 0 volts. Por lo que la resolución de este puerto es de 4.8 mV.

Posteriormente se escribió un código en Python para crear archivos con extensión .csv donde se guardara la salida del sensor [11] [12]. Era importante que este código estuviera en la carpeta donde estaban los códigos de Arduino. En particular en la computadora utilizada el directorio fue el siguiente: `/home/daniela/snap/arduino/50/Arduino`. El análisis de estos los datos se realizó en Python con el



entorno de desarrollo gráfico de Jupyter[13]. El código utilizado se encuentra en el repositorio de Github al igual que los registros obtenidos, disponibles en: <https://github.com/DanidelRio/oximetro>.

Para llevar a cabo la calibración, se utilizaron pequeños envases de vidrio de  $1.6 \pm 0.1$  cm de diámetro rellenos con agua de la llave. Sabemos que el coeficiente de absorción del agua en rojo es aproximadamente  $10^{-3} \left[ \frac{1}{cm} \right]$  y en infrarrojo es cercano a  $10^{-2} \left[ \frac{1}{cm} \right]$  [14].

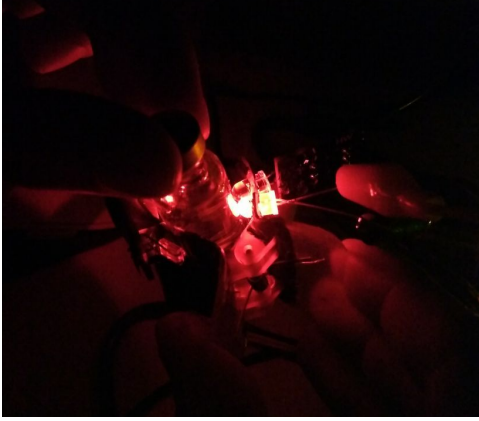


Figura 11: Calibración con el fantasma 1. Se muestra el dispositivo funcionando.

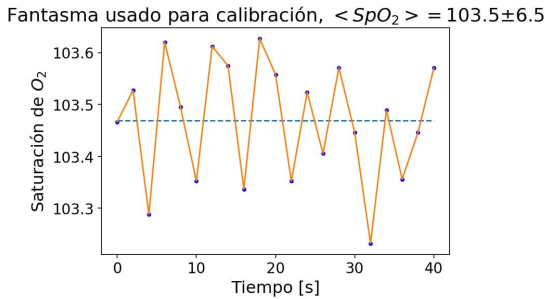


Figura 12: Gráfica utilizada para calibrar el dispositivo.

Así que el factor de calibración utilizado fue:

$$\text{Factor calibración} = \frac{100}{\langle SpO_2 \text{ del fantasma} \rangle} = \frac{100}{103.5}$$

Para verificar que este factor de calibración fuera correcto, se obtuvo la saturación de oxígeno del segundo fantasma, obteniendo una saturación de oxígeno del  $99.9 \pm 0.1\%$

El protocolo utilizado durante 7 días seguidos para obtener los registros de los sujetos fue el siguiente:

1. Colocar el reloj-sensor de temperatura durante 2 minutos.

2. Medir la temperatura.
3. Medir la saturación de oxígeno en las mismas condiciones lumínicas. Solamente se realizaban los registros después de las 6:30 pm que correspondía al atardecer. Las luces del cuarto donde se registraba estaban apagadas y el brillo de la pantalla se encontraba al mínimo.
4. Se colocaba el oxímetro desarrollado en el dedo índice de la mano izquierda del sujeto; mientras que el oxímetro comercial se colocaba en el dedo índice de la mano derecha.
5. Posteriormente se realizaban 40 segundos de registro.

Sobre los sujetos de este estudio, tienen un promedio de edad de  $38.75 \pm 17.34$  años. Dos sujetos eran hombres y dos mujeres. Los dos sujetos hombres eran tanto el paciente más viejo del estudio, como el más joven. Los dos sujetos más jóvenes del estudio presentaban un índice de masa corporal (IMC)[15] normal en el rango de 18.5 a 24.9. Mientras que de los dos sujetos más viejos, uno presentaba sobrepeso (IMC de 25.0 a 29.9) y el otro obesidad. Cabe destacar que a ninguno de estos sujetos ha dado presentado síntomas o dado positivo a una prueba de covid-19 en el tiempo que ha durado la pandemia.

Para calcular las incertidumbres se propagaron las incertidumbres asociadas a las mediciones del sensor cuando estaba el LED rojo encendido o cuando estaba el LED infrarrojo encendido. Sabemos que la propagación de incertidumbres de un cociente  $R = \frac{A}{C}$  está dada por [16, pg. 48]:

$$\sigma_R = R \sqrt{\left( \frac{\sigma_A}{A} \right)^2 + \left( \frac{\sigma_C}{C} \right)^2}$$

El oxímetro comercial utilizado es de la marca ChoiceMMed, modelo MD300C2, fabricado en China por Beijing Choice Electronic Technology [17]. Este oxímetro tiene una incertidumbre de  $\pm 1\%$ .

Recientemente se utilizan pruebas estadísticas para ver si un estudio provee de datos útiles para la comunidad científica. Hay que notar que una de las principales hipótesis de estas pruebas estadísticas es que los datos de distribuyen de forma normal. En el presente estudio se realizaron pruebas T de student de medias iguales con distintas desviaciones estándar [18].

### III RESULTADOS

Primero presentamos los resultados de saturación de oxígeno de los registros que presentaron una mayor variabilidad, es decir, la desviación estándar de estos dos registros fue la mínima y la máxima entre todos

los registros obtenidos. Estos datos se pueden apreciar en la figura 13.

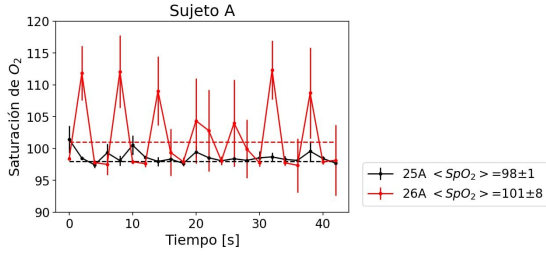


Figura 13: Gráfica que muestra los registros con mayor desviación estándar, corresponden al sujeto A.

En la figura 14 observamos las series de tiempo de un sólo sujeto, sujeto F, durante 7 días. Cada color corresponde a un día distinto. Las líneas punteadas corresponden al valor promedio de cada día.

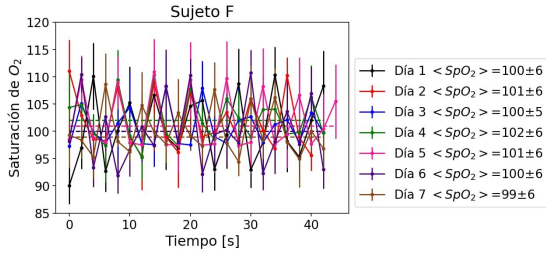


Figura 14: Series de tiempo del sujeto F.

Ahora comenzamos la comparación del oxímetro desarrollado con el oxímetro comercial. Se obtuvo el promedio y desviación estándar para cada serie de tiempo. Estos valores se graficaron en forma de barras en las figuras 15 a 18. Cada gráfica corresponde a un sujeto distinto. El color azul corresponde a la saturación de oxígeno obtenida con el oxímetro desarrollado y la barra naranja corresponde al obtenido con el oxímetro comercial.

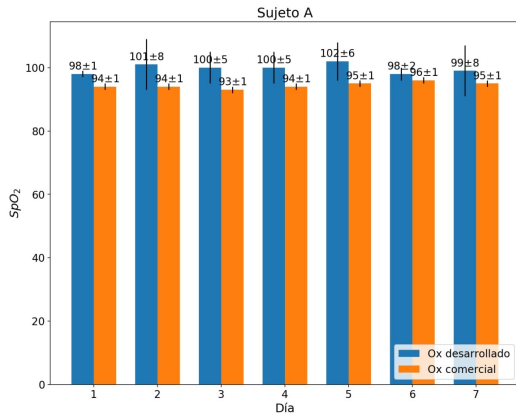


Figura 15: Comparación de valores de saturación de oxígeno entre oxímetro desarrollado y comercial para distintos días del sujeto A.

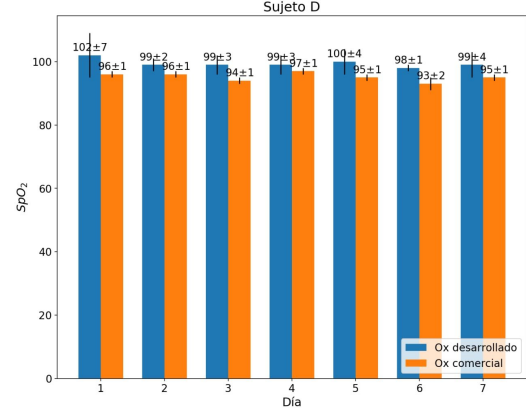


Figura 16: Comparación de valores de saturación de oxígeno entre oxímetro desarrollado y comercial para distintos días del sujeto D.

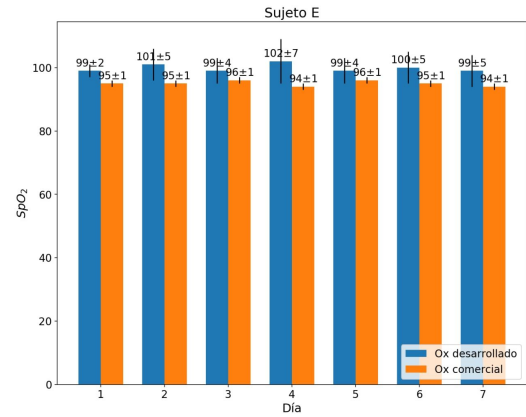


Figura 17: Comparación de valores de saturación de oxígeno entre oxímetro desarrollado y comercial para distintos días del sujeto E.

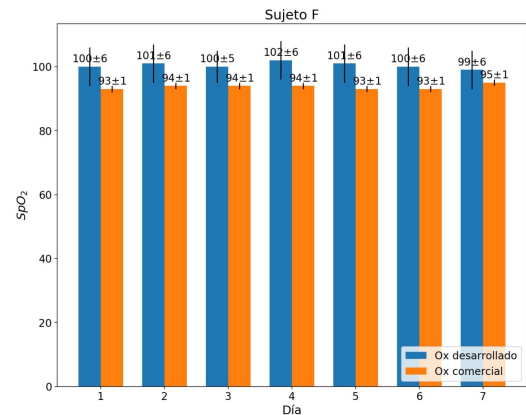


Figura 18: Comparación de valores de saturación de oxígeno entre oxímetro desarrollado y comercial para distintos días del sujeto F.

Uno de los días se realizó un registro adicional con el paciente A donde se le pidió respirar profundo. Este

tipo de respiración tenía la finalidad de oxigenar su cuerpo de mejor forma. Los datos se muestran en las figuras 19 y 20.

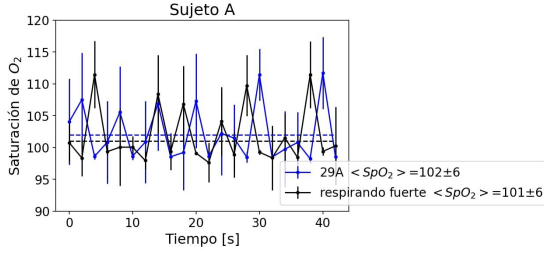


Figura 19: Series de tiempo del mismo día del sujeto A respirando normal y respirando profundamente.

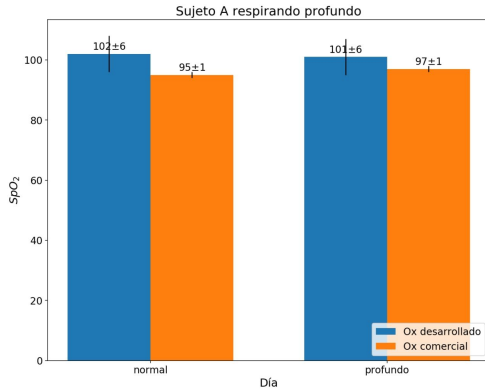


Figura 20: Gráfica de barras mostrando la comparación del oxímetro desarrollado y comercial. Del lado izquierdo se muestran los valores promedios del sujeto A respirando normal y del lado derecho respirando profundo.

En la figura 21 se muestran la temperatura corporal de los diversos sujetos. En esta gráfica, cada color representa un día distinto y en el eje x están los diversos sujetos. Se presentaron los datos de esta forma para que fuera más fácil comparar a cada sujeto consigo mismo a lo largo de distintos días.

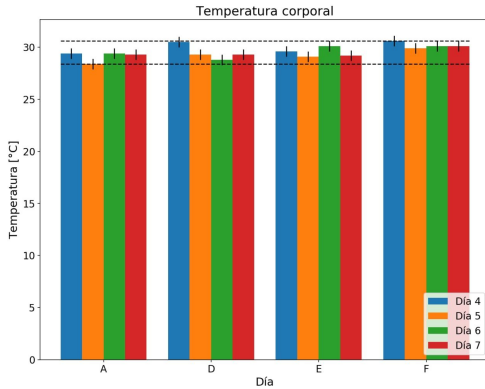


Figura 21: Cambios en la temperatura corporal de los diversos sujetos a lo largo de 4 días consecutivos.

Las prueba estadísticas realizada fue la prueba T de student de medias iguales para dos distribuciones independientes. Es importante resaltar que al aplicar esta prueba se está suponiendo una distribución normal. Se compararon los datos de: el oxímetro desarrollado, el oxímetro comercial y la temperatura corporal.

## IV DISCUSIÓN

En la figura 13 resultó ser que estos dos registros tenían desviación estándar de  $\pm 1$  y  $\pm 8$ . Ambos de obtuvieron del sujeto 1. De forma general, estos dos registros muestra la tendencia que hubo en el resto de los registros. Había días buenos cuando la desviación estándar de los datos era pequeña y había otros días cuando esta desviación estándar aumentaba bastante. No se pudo elucidar qué fue lo que aumentaba la variabilidad en los datos. Esto motiva el trabajo a futuro propuesto en la sección V.

En la figura 14 fluctúa el valor de saturación de oxígeno alrededor del 100%. Sin embargo, note que las barras de desviación estándar pueden llegar a ser muy grandes. Esto fue una motivación por intentar disminuir la variabilidad que estaban presentando los datos. Sin embargo, no se logró disminuir las barras de error.

En las gráficas donde se compara por cada sujeto los valores obtenidos de saturación de oxígeno con dos oxímetros, figuras 15 a 18, es más notoria la variabilidad de los datos con las barras de error. En general observamos que el valor de saturación de oxígeno del oxímetro desarrollado siempre fue mayor que la del oxímetro comercial.

En la figura 21 las líneas punteadas muestran el rango del mínimo valor obtenido al máximo valor registrado. Observamos una variación en la temperatura corporal en el rango de 28.4 a 30.6°C, lo que corresponde a un intervalo de 2.2°C. Aunque sabemos que la temperatura corporal normal del ser humano es de 36.5 a 37 °C, estos datos están de acuerdo con lo esperado porque se obtuvieron de la extremidad superior, en la muñeca del sujeto. En general, el sujeto que presentaba la temperatura más alta fue el sujeto F, quien tenía el mayor IMC del estudio.

Para finalizar tenemos las pruebas estadísticas. Se realizó una prueba T student para comparar los registros: del oxímetro desarrollado, del oxímetro comercial y de la temperatura. Después de los comentarios realizados en la presentación de este proyecto, se utilizó la desviación estándar promedio de los datos del oxímetro desarrollado para la prueba T de student. De esta forma, disminuyeron los valores T.

Al comparar las medias del oxímetro desarrollado con el comercial, se supuso una significancia de  $\alpha = 0.001$ . La hipótesis nula es que estas distribuciones provienen de medias distintas. El promedio de los valores de saturación de oxígeno con el oxímetro desarrollado fue de 99.9, y el promedio de la desviación estándar de estos datos es de  $\pm 4.7$ . Para el oxímetro comercial, el promedio de los datos fue de 94.6, con una desviación estándar de  $\pm 1.1$ . El valor  $t$  obtenido es de  $t = 5.82$ . Por lo que se rechaza la hipótesis nula y se acepta que estas dos muestras provienen de la misma media.

Al comparar estos dos registros de saturación de oxígeno con los registros de temperatura se obtuvieron valores muy altos de  $t$ . Para los registros de temperatura el promedio fue de 29.6 con una desviación estándar de  $\pm 0.6$ . Al comparar con los registros del oxímetro desarrollado se obtuvo una  $t = 78.43$  y al comparar con el oxímetro comercial se obtuvo  $t = 258.37$ . Estos valores podrían ser tan altos porque la desviación estándar de los datos de temperatura resultó ser de 0.6, lo cual es menor a 1. Entonces al calcular en la prueba  $t$  de student un cociente donde el denominador es menor a 1, este número aumenta considerablemente. Esto también se podría deber a que los datos de temperatura variaban en un rango muy chico, de solamente  $2.2^{\circ}\text{C}$ .

## V CONCLUSIÓN

Se logró desarrollar un oxímetro de pulso calibrado con los recursos disponibles. Al realizar la prueba de significancia  $T$  de student, no se encontró una diferencia significativa entre la media del oxímetro desarrollado con el oxímetro comercial con un valor de significancia de 0.001.

A pesar de que se verificó que los valores de temperatura estuvieran en el rango normal, al realizar la prueba  $T$  de student y comparar con los datos de oximetría, se obtuvieron datos demasiado buenos para ser verdad. Se debería de realizar un análisis posterior de estos datos.

Queda bastante trabajo a futuro. Por ejemplo, se podría utilizar otro sensor tal como el BPW20RF que tiene una sensibilidad espectral de 400 a 1100 nm. También habría que encontrar como disminuir las fuentes de variabilidad en los datos. En este aspecto está el tener una profundidad máxima donde se colocara el dedo; al igual que se podría tener un encapsulado que bloquee el paso de ruido ambiental. Este último sería especialmente útil para no tener que restringir la toma de muestras a cierta hora del día cuando ya es de noche. Otra propuesta es la portabilidad de este dispositivo. Finalmente, se propone

utilizar alguna otra sustancia con una absorbancia conocida para comprobar la calibración.

**Agradecimientos:** A mi familia, ya que fueron tan amables de ser los conejillos de indias de este trabajo.

## VI REFERENCIAS

- [1] CONACYT cuya fuente son los Datos Abiertos Dirección General de Epidemiología. *Información General*. <https://datos.covid-19.conacyt.mx/>. Accesado el 3 de febrero de 2021. 2021.
- [2] American Thoracic Society. *Oximetría de pulso*. <https://www.thoracic.org/patients/patient-resources/resources/spanish/pulse-oximetry.pdf>. Accesado el 7 de diciembre de 2020. 2011.
- [3] Organización Mundial de la Salud. *Manual de Oximetría de Pulso Global*. <http://www.lifebox.org/wp-content/uploads/WHO-Pulse-Oximetry-Training-Manual-Final-Spanish.pdf>. Accesado el 7 de diciembre de 2020. 2010.
- [4] Scott Prahl. *Optical Absorption of Hemoglobin*. <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/>. Accesado el 7 de diciembre de 2020. 1999.
- [5] Eduardo Martín Rojas-Pérez. “Factores que afectan la oximetría de pulso”. In: *Revista mexicana de anestesiología [Internet]* 29.Suppl 1 (2006).
- [6] TkkrLab Enschede. *Arduino KY-039 Detect the heartbeat module*. [https://www.ttkrnlab.nl/wiki/Arduino\\_KY-039\\_Detect\\_the\\_heartbeat\\_module](https://www.ttkrnlab.nl/wiki/Arduino_KY-039_Detect_the_heartbeat_module). Accesado el 17 de enero de 2021. 2016.
- [7] Giulio Pons. *Really Homemade Oximeter Sensor*. <https://www.hackster.io/giulio-pons/really-homemade-oximeter-sensor-7cf6a1>. Accesado el 17 de enero de 2021. 2020.
- [8] Giulio Pons. *Oximeter do it yourself*. <https://hackaday.io/project/170752-oximeter-do-it-yourself>. Accesado el 17 de enero de 2021. 2020.
- [9] Fritzting. *Fritzting*. <https://fritzting.org>. Accesado el 18 de enero de 2021. 2019.



- [10] Andrea de Pascalis. *viluppo e validazione di un pulsossimetro a riflettanza indossabile al dito*. [https://www.politesi.polimi.it/bitstream/10589/108810/3/2015\\_07\\_De\\_Pascalis.pdf](https://www.politesi.polimi.it/bitstream/10589/108810/3/2015_07_De_Pascalis.pdf). Accesado el 17 de enero de 2021. 2015.
- [11] Learn Robotics. *Create CSV Files with Arduino Uno and Python (FULL TUTORIAL)*. <https://youtu.be/vayAp84vea8>. Accesado el 23 de enero de 2021. 2020.
- [12] Jon Fincher. *Reading and Writing CSV Files in Python*. <https://realpython.com/python-csv/>. Accesado el 23 de enero de 2021. 2020.
- [13] Matplotlib development team. *matplotlib.pyplot.legend*. [https://matplotlib.org/3.2.1/api/\\_as\\_gen/matplotlib.pyplot.legend.html](https://matplotlib.org/3.2.1/api/_as_gen/matplotlib.pyplot.legend.html). Accesado el 23 de enero de 2021. 2020.
- [14] Srivalleesha Mallidi et al. “Beyond the barriers of light penetration: strategies, perspectives and possibilities for photodynamic therapy”. In: *Theranostics* 6.13 (2016), p. 2458.
- [15] Centros para el control y la prevención de enfermedades. *El índice de masa corporal para adultos*. [https://www.cdc.gov/healthyweight/spanish/assessing/bmi/adult\\_bmi/index.html](https://www.cdc.gov/healthyweight/spanish/assessing/bmi/adult_bmi/index.html). Accesado el 4 de febrero de 2021. 2015.
- [16] Philip R Bevington and D Keith Robinson. “Data reduction and error analysis”. In: *McGraw-Hill, New York* (2003).
- [17] Maxtec. *Hoja de especificaciones del MD300 C2 Pulse Oximeter*. <https://cdn.maxtec.com/product-docs/R204P23-md300-c2-datasheet.pdf>. Accesado el 8 de diciembre de 2020. 2020.
- [18] Selva Prabhakaran. *T Test (Students T Test) – Understanding the math and how it works*. <https://www.machinelearningplus.com/statistics/t-test-students-understanding-the-math-and-how-it-works/>. Accesado el 23 de enero de 2021. 2020.