

Diseño y construcción de un prototipo de medidor de presión pulmonar no invasivo durante la respiración

Jessica Acosta Vidal, Marla Janeiro Monje, Amneris Sarai Rojas Lares,
Ana Isabel Martín Vignon Whaley, María del Carmen Arquer Ruiz, José Israel Hernández Oropeza
Facultad de Ingeniería, Universidad La Salle México
jessica.acosta@lasallistas.org.mx

Resumen— El propósito de este trabajo fue diseñar un instrumento capaz de medir y desplegar la presión pulmonar en cmH_2O al momento de la inspiración. La importancia de esta medición radica en su utilidad para diagnosticar enfermedades de carácter respiratorio, como lo es el síndrome de dificultad respiratoria aguda, asma, enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), entre otras. Así mismo su uso sería de suma importancia en el seguimiento de pacientes durante la etapa de recuperación y rehabilitación. La obtención de los valores se da mediante un sensor de presión diferencial, seguido de una etapa de acondicionamiento analógico, que realiza una amplificación en la señal, finalizando con el procesamiento digital empleando un lenguaje de programación gráfica, para su despliegue en una PC a través de una interfaz.

Palabras clave—Presión pulmonar, instrumento, analógico, digital, inspiración.

I. INTRODUCCIÓN

El aparato respiratorio contribuye a la homeostasis del cuerpo al ocuparse del intercambio gaseoso del oxígeno y del dióxido de carbono entre el aire atmosférico, la sangre y las células de los tejidos [1]. La respiración pulmonar consta de dos fases inspiración y espiración [1]; durante la inspiración, la contracción del diafragma tira hacia abajo de las superficies inferiores de los pulmones [1]. Después, durante la espiración, el diafragma se relaja, y el retroceso elástico de los pulmones de la pared torácica y de las estructuras abdominales comprime los pulmones expulsando el aire [1]. Sin embargo, durante la respiración forzada, las fuerzas elásticas no son lo suficientemente potentes como para producir la espiración rápida necesaria. Se consigue una fuerza adicional mediante la contracción de los músculos abdominales, que empujan el contenido abdominal hacia arriba contra la parte inferior del diafragma [1]. De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, las enfermedades asociadas a la gripe estacional, son responsables de que cada año se registren aproximadamente cinco millones de casos graves, de estos casos, un porcentaje cercano al 20% termina en defunciones debido, en gran parte, a un mal control y manejo en etapas tempranas [2]. En México, la incidencia alta se concentra en los estados del norte y centro del país, siendo Aguascalientes y Zacatecas los

que presentan más casos cada año, sobre todo en grupos vulnerables como lo son las personas mayores de 65 años, los niños menores de cinco, así como personas con enfermedades crónicas degenerativas [2]. Es por ello, que es importante la implementación de un instrumento no invasivo que pueda servir de apoyo al personal de la salud para medir la presión pulmonar inspiratoria de los pacientes, siendo primordiales los grupos vulnerables y las regiones de difícil acceso. De esta manera, se pudiera tener un mayor control en los pacientes que requieran de atención médica prioritaria y poder ser canalizados a un siguiente nivel de atención médica para su tratamiento, con el fin de reducir el número de defunciones por enfermedades respiratorias por desinformación, falta de tecnología médica y accesibilidad.

Por otro lado, la presión es la relación entre la fuerza, en dirección perpendicular, a una unidad de superficie [3]; debido al objetivo del trabajo se evalúa la medición de la presión que ejerce el aire sobre los pulmones durante la inspiración, obtenida mediante un sensor de presión diferencial, constituido de silicio piezorresistivo, el cual, proporciona una salida de voltaje precisa y una salida directamente proporcional a la presión aplicada [4]. Dado que la señal obtenida por dicho sensor es pequeña es necesario acondicionar la señal utilizando un amplificador de instrumentación, que comprende de una etapa diferencial cuya ganancia es establecida para que opere bajo las especificaciones deseadas [5].

II. METODOLOGÍA

Para el diseño de un medidor de presión pulmonar no invasivo, se planteó la estrategia metodológica mostrada en la figura 1.



Figura 1. Estrategia metodológica para el diseño de un medidor de presión pulmonar no invasivo.

A. Medición / Sensor

Se utilizó un *MPX10dp*, (*Freescale Semiconductor*) el cual es un sensor de silicón piezorresistivo que proporciona un voltaje de salida directamente proporcional a la presión aplicada [5]. Tiene un diseño estándar y es de bajo costo permitiendo al usuario diseñar y agregar componentes de forma externa dependiendo de la necesidad; cuenta con características específicas mostradas en la siguiente tabla:

V_s	3.0-6.0 VDC
Sensibilidad	3.5 mV/kPa
V_{off}	0-35 mV
Rango de presión:	0-10 kPa

Para conocer el voltaje de salida del sensor se utilizó la ecuación 1.

$$V_{out} = V_{off} + sensibilidad * presión \quad (1)$$

B. Amplificación

Se utilizó un circuito integrado de amplificación de instrumentación *AD620* (*Analog Devices*) para el acondicionamiento de la señal adquirida por el sensor. Para calcular la ganancia requerida, garantizar los umbrales deseados y obtener un voltaje de salida de acuerdo con los rangos a manejar se utilizaron las ecuaciones 2 y 3. El factor de rechazo a modo común (CMRR) es utilizado para cualificar la calidad del amplificador y está medido en decibels (dB) [7], dicho valor se calculó mediante la ecuación 4.

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} \therefore G = \frac{V_{in} PIC}{V_{out} Sensor} \quad (2)$$

$$RG = \frac{49.4k\Omega}{G-1} \quad (3)$$

$$CMRR = 20\log\left(\frac{G_D}{G_C}\right) \quad (4)$$

Se utilizó un amplificador operacional (*TL084*, *Texas Instruments*) para realizar un amplificador inversor. A continuación se colocó un seguidor de voltaje mediante un integrado (*TL081*, *Texas Instruments*) para verificar los voltajes obtenidos y poder compararlos con los deseados.

C. Filtrado

Se utilizó un filtro rechaza banda conocido como filtro Notch [7]. El componente integrado utilizado fue un *TL084* de *Texas Instruments* y se calcularon sus componentes mediante la ecuación 5, donde ω es la frecuencia por rechazar y se propone el valor de los capacitores.

$$f = \frac{1}{\omega RC} \quad (5)$$

Se colocó un seguidor de voltaje, con una resistencia conocida, mediante un circuito integrado de alta precisión (*OPA4277*, *Texas Instruments*) para verificar el voltaje obtenido.

D. Adquisición

Para realizar la adquisición de la señal por medio del circuito y esta pueda ser procesada para realizar la conversión analógico-digital, se requirió el uso de una plataforma de hardware y software libre, (*UNO*, *Arduino*) el cual trabaja con una alimentación de hasta 5V.

E. Procesamiento

Para el procesamiento de la señal y su conversión analógico-digital se utilizó el programa *LabVIEW*® realizando una obtención de la señal para así lograr tener los valores de inspiración de cada sujeto. Se tomaron en cuenta las salidas analógicas del programa *Arduino* el cual, su salida es conectada a la salida general del circuito. Con dichas declaraciones posteriormente se realizó la conversión de los valores obtenidos en mV a cmH_2O , teniendo en cuenta el almacenamiento de los datos en el programa *Excel* de *Microsoft*.

III. RESULTADOS

Los resultados de la conversión de kPa a cmH_2O , junto con los valores de la salida del sensor (*MPX10dp*, *Freescale Semiconductor*) se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Valores de conversión de kPa a cmH_2O .

kPa	cmH_2O	mmHg	V_{out} kPa en mV.	cmH_2O	kPa	V_{out} cmH_2O
1	10.20	7.50	3.50	1	0.098	0.343
2	20.40	15.00	7.00	2	0.196	0.686
3	30.60	22.50	10.50	3	0.294	1.029
4	40.80	30.00	14.00	4	0.392	1.372
5	51.00	37.50	17.50	5	0.49	1.715

Los valores calculados para el diseño y construcción del amplificador de instrumentación se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Valores teóricos obtenidos para el amplificador de instrumentación.

V_{out} (ARDUINO)	V_{in} (SENSOR)	Ganancia teórica	RG teórica
4.50V	8.57×10^{-3} V	524.57	94.17 Ω

Los valores experimentales obtenidos durante las pruebas de funcionamiento del circuito se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Valores experimentales obtenidos durante pruebas de funcionamiento.

V_{out} (ARDUINO)	V_{in} (SENSOR)	Ganancia Experimental	RG Exp.
5.14V	0.01V	327	348 Ω

El valor del CMRR obtenido fue de 55.63, debido a que se obtuvo una ganancia diferencial (GD) de 2.72 y una ganancia común (GC) de 0.0045. Para el filtro rechaza banda se realizó bajo los siguientes cálculos de resistencias y capacitores:

$$C1 = C2 = C3 = 220nF$$

$$R4 = R5 = 27k\Omega$$

$$R6 = 15\Omega$$

Los valores de presión pulmonar en una inspiración decrecen, es decir, se obtuvieron valores negativos. Al realizar diversas mediciones de la salida del circuito a distintos valores en cmH_2O (1-20).

El acoplamiento de todos los componentes electrónicos utilizados y obtener la señal deseada se observa en la figura 4 mientras que, utilizando un osciloscopio la señal obtenida, de acuerdo con la inspiración del sujeto, se muestra en la figura 5. En la figura 6 se observa la interfaz en LabVIEW® y finalmente, se observan los resultados obtenidos durante la medición.

Las pruebas fueron realizadas a sujetos con diversas características como: sexo, fumadoras, no fumadoras, deportistas y con diferentes rangos de edad como se muestra en las figuras 7-10. Todas estas pruebas debieron tener 15 minutos de descanso, sin actividad física; con cada sujeto se realizaron 3 mediciones.

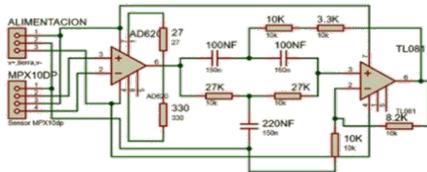


Figura 4. Circuito electrónico de medidor de presión pulmonar.

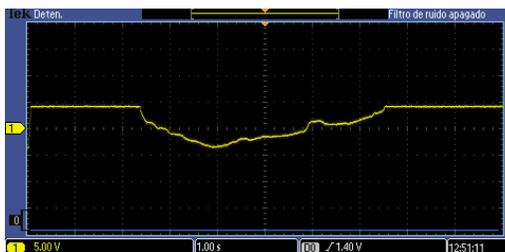


Figura 5. Resultado de la señal obtenida en osciloscopio.

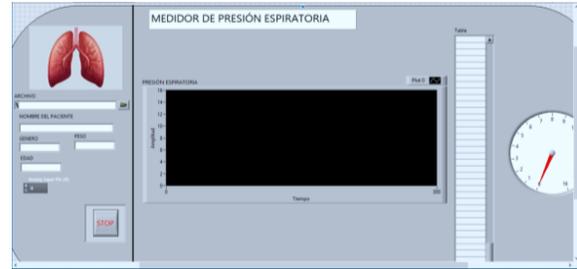


Figura 6. Interfaz creada en Labview®

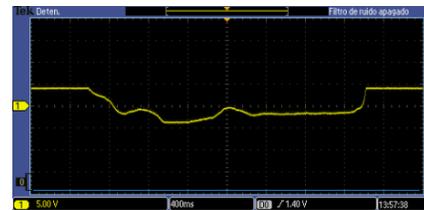


Figura 7. Señal obtenida de un sujeto femenino con 23 años con característica fumadora.

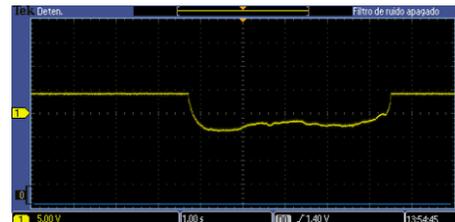


Figura 8. Señal obtenida de un sujeto femenino con 22 años con característica no fumadora.

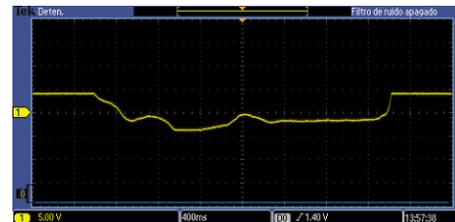


Figura 9. Señal obtenida de un sujeto masculino con 19 años con característica deportista de alto rendimiento y no fumador.

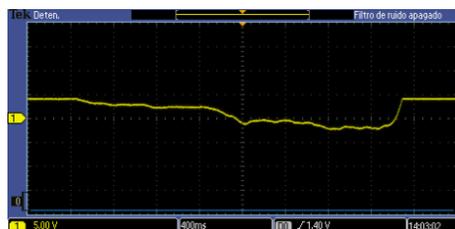


Figura 10. Señal obtenida de un sujeto masculino con 21 años con característica sedentaria.

IV. DISCUSIÓN

Se utilizó el sensor *MPX10dp*, *Freescale Semiconductor*, ya que ofrece una gran linealidad en su salida, además de que el rango de presión es el adecuado para el planteamiento de este dispositivo. El amplificador utilizado (*AD620*, *Analog Devices*) es óptimo debido a su simpleza, características y el objetivo del proyecto, además al utilizar tres amplificadores operaciones, se ahorra espacio y garantiza una configuración adecuada. Por otro lado, solo se utilizó un filtro rechaza banda para la eliminación del ruido, ya que para la medición de presión pulmonar no intervienen otras señales fisiológicas en rangos de frecuencia. Como el circuito se ve expuesto a ruido ambiental electromagnético, que proviene de las lámparas fluorescentes y diversos dispositivos electrónicos que emiten ondas en una frecuencia de 60 Hz, es necesario realizar el rechazo de dicha frecuencia para obtener a la salida una señal más exacta y sin distorsiones.

Se calcularon los porcentajes de error comparando los resultado teóricos contra los valores experimentales obtenidos. El porcentaje de error obtenido en el valor de las resistencias de ganancia para RG fue de 4.88%, y el valor obtenido en cuanto al error de la ganancia fue de 1.9%. Considerando dichos resultados se puede mencionar que el circuito cuenta con un buen desempeño al encontrarse debajo de un 5% en el rango de sus errores.

Durante las pruebas iniciales las mediciones se obtuvieron por medio de inspiraciones realizadas por los miembros del equipo y sujetos que se encontraban en el laboratorio que participaron de manera voluntaria. Las mediciones se realizaron siguiendo el protocolo del artículo de investigación: Confiabilidad intra e inter evaluador de la medición de la presión inspiratoria máxima (P_{imáx}) en treinta sujetos sanos de la ciudad de Cali [9]. El sujeto se sentó, con las piernas a 90° y las manos sosteniendo el filtro, que se encuentra conectado al sensor. Posteriormente, el sujeto debió inspirar completamente para que el sensor capte la señal y esta pueda ser procesada para lograr su visualización. Posteriormente, se almacenaron los rangos, producto de la prueba aplicada. Se realizó una comparación con los resultados de un inspirómetro (*Jaeger, MasterScreen*), el cual arrojó valores similares a los obtenidos con dicho instrumento. Estas mediciones pueden ser observadas en la figura 11, la cual si realizamos una comparación en cuanto a señal es destacable la similitud que se tienen entre estas.



Figura 11. Señal obtenida en un inspirómetro.

V. CONCLUSIÓN

Un instrumento no invasivo para la medición de presión pulmonar inspiratoria es importante para coadyuvar al personal de la salud para el diagnóstico de enfermedades respiratorias en etapas tempranas, es posible diseñarlo con un sensor diferencial, un acondicionamiento adecuado y diversos componentes para optimizar su amplificación y filtrado. Realizar el procesamiento de la señal proporciona la oportunidad de poder desplegar los resultados y puedan sea comprendido por el usuario. Sin embargo, este prototipo no da a conocer un diagnóstico médico preciso, pero, su importancia radica en la facilidad de su manejo, la accesibilidad económica, la posibilidad de mejorar lo tiempos de diagnóstico.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Principios de Anatomía y Fisiología. Gerard J. Tortora y Bryan H. Derrickson. Ed. Panamericana. 11ª edición.
- [2] OMS. (Junio 2, 2018). Enfermedades Respiratorias. Agosto 29, 2018, de Organización Mundial de la Salud Sitio web: http://search.who.int/search?q=Enfermedades+Respiratorias&ie=utf8&site=who&client=_es_r&proxystylesheet=_es_r&output=xml_no_dtd&oe=utf8&getfields=doctype
- [3] Tratado de Fisiología Médica. Arthur C. Guyton y John E. Hall. Ed. Elsevier. 12ª Ed. 2008
- [4] Physics. Giancoli, Douglas.C. Mc Graw Hill. 2014
- [5] Pdf1.alldatasheet.com. (2017). MPX10DP pdf, MPX10DP description, MPX10DP datasheets, MPX10DP view ::: ALLDATASHEET ::: [online] Available at: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/5167/MOTOROLA/MPX10DP.html>
- [6] Coughlin, R., Driscoll, F. and Alatorre Miguel, E. (1993). Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales. 1st ed. México: Prentice-Hall Hispanoamericana, p.216
- [7] J Forosdeelectronica.com. (2017). CMRR. Relación de Rechazo en Modo Comun.onli[ne] Available at: <http://www.forosdeelectronica.com/f34/cmrr-relacion-rechazo-modo-comun-138/>
- [8] Alldatasheet.com. (2017). AD620 Datasheet, PDF - Alldatasheet.[online] Availableat:<http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=AD620&sField=4>
- [9] Diseño y Simulación de sistemas en Microcontroladores. J. Clavijo MIKOE. Microchip (2014) PIC16F887A. Datasheet, PDF- Alldatasheet
- [10] Wilches-Luna EC, Sandoval LM, López DJ. Confiabilidad intra e inter evaluador de la medición de la presión inspiratoria máxima (P_{imáx}) en treinta sujetos sanos de la ciudad de Cali. Rev Cienc Salud. 2016;14(3):329-338. doi: <https://dx.doi.org/10.12804/revsalud14.03.2016.02>