

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 MARTIN VIGNON WHALEY

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

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. Durante la inspiración, la contracción del diafragma tira hacia abajo de las superficies inferiores de los pulmones. Después, durante la espiración el diafragma simplemente se relaja, y el retroceso elástico de los pulmones de la pared torácica y de las estructuras abdominales comprime los pulmones y expulsa el aire. Sin embargo, durante la respiración forzada las fuerzas elásticas no son suficientemente potentes para producir la espiración rápida necesaria, de modo que se consigue una fuerza adicional principalmente mediante la contracción de los músculos abdominales, que empujan el contenido abdominal hacia arriba contra la parte inferior del diafragma, comprimiendo de esta manera los pulmones, como se muestra en la figura 1.

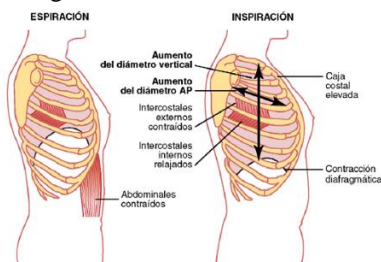


Figura 1. Contracción y expansión de la caja torácica durante la espiración y la inspiración, que muestra la contracción del diafragma.

JESSICA, MARLA, AMNERIS Y ANA ISABEL pertenecen a la carrera INGENIERÍA BIOMÉDICA de la FACULTAD DE INGENIERÍA y realizaron el proyecto dentro del curso MEDICIONES BIOMEDICAS I (Email: jessica.acosta@lasallistas.org.mx).

Por otra parte, la presión es la relación entre la fuerza, en dirección perpendicular, a una unidad de superficie [2]; lo que a este trabajo compete, es la medición de la presión que ejerce el aire sobre los pulmones durante la espiración, esto es factible mediante un sensor de presión diferencial, de silicio piezorresistivo que proporciona una salida de voltaje precisa y una salida directamente proporcional a la presión aplicada [3]. Dado que la señal obtenida por dicho sensor es pequeña es necesario acondicionar la señal mediante un amplificador de instrumentación, el cual comprende de una etapa diferencial cuya ganancia puede establecerse para ser optimizado, de manera que opere bajo las especificaciones deseadas [4], la estructura de un amplificador de instrumentación se muestra en la figura 2.

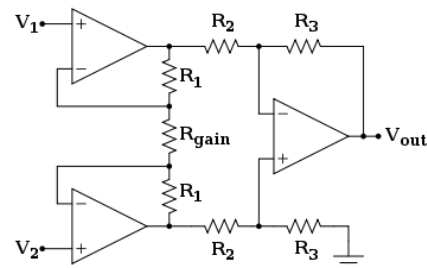


Figura 2. Esquemático de un amplificador de instrumentación.

En México las enfermedades pulmonares obstructivas crónicas (EPOC) así como el asma y la dificultad respiratoria a consecuencia de enfermedades virales como la influenza se encuentran entre las principales causas de muerte, apenas por debajo de las enfermedades cardiovasculares y el cáncer [5]. Se estima que estas enfermedades afectan aproximadamente a veinte millones de personas, siendo las EPOC las que tiene una mayor tasa de mortalidad, por la cual es considerada la cuarta causa de muerte en mujeres y la quincuagésima en hombres según datos del Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias, INER.

Un medidor de presión pulmonar, daría un diagnóstico preventivo y oportuno de enfermedades pulmonares crónicas en sus primeras etapas. El uso de un medidor de presión pulmonar no invasiva facilitaría el uso tanto para el personal médico como para personas que requieran de este instrumento.

El proyecto fue asesorado por ING. MARÍA DEL CARMEN ARQUER RUIZ. Los autores agradecen a: ING. JOSÉ I. HERNÁNDEZ OROPEZA

Actualmente diversos equipos no llegan a los lugares indicados ni a personas que no cuentan con la facilidad económica de conseguirlos o costearlos, provocando una gran problemática en el área de salud, debido al acceso limitado se debe tener en consideración los diferentes tipos de diagnóstico que existen en el país para enfermedades pulmonares y sus alternativas para su uso independientemente de los recursos de la zona.

II. METODOLOGÍA

Para el diseño del medidor de presión pulmonar no invasivo, se siguió la estrategia metodológica mostrada en la figura 3.

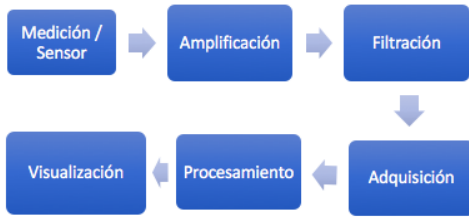


Figura 3. Estrategia metodológica para el diseño del medidor no invasivo de presión pulmonar.

A. Medición / Sensor

El sensor utilizado fue un *MPX10dp*, (*Freescale Semiconductor*) el cual cuenta con las siguientes características:

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

Dicho sensor de silicio, piezorresistivo y es utilizado para medir presiones, proporciona una salida de tensión lineal muy precisa, directamente proporcional a la presión aplicada. Para conocer el voltaje de salida del sensor se utiliza 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 del sensor, el *AD620* tiene una configuración interna que se muestra en la figura 4. Para calcular la ganancia requerida se utilizaron las ecuaciones 2 y 3, garantizando los umbrales deseados, para así obtener el voltaje de salida. Se calculó el factor de rechazo a modo común (*CMRR*), mediante la ecuación 4, y sirve para cualificar la calidad del amplificador que estará medida en decibels (dB) [6].

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

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

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

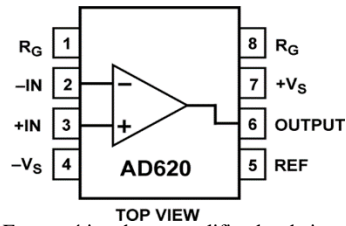


Figura 4. Esquemático de un amplificador de instrumentación (*AD620*, *Analog Devices*).

Se requirió un amplificador operacional (*TL084*, *Texas Instruments*) para realizar un amplificador inversor, cuyo diseño se muestra en la figura 5.

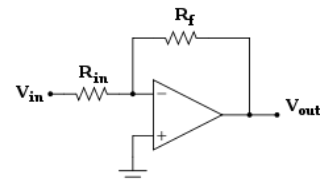


Figura 5. Amplificador inversor.

Enseguida se colocó un seguidor de voltaje mediante un circuito integrado (*TL081*, *Texas Instruments*) para verificar que el voltaje obtenido fuera el deseado.

C. Filtración

El filtro que se utilizó fue un filtro rechaza banda conocido como filtro Notch [7], su mostrará su diseño se observa en la figura 6. El circuito integrado fue el *TL084* de *Texas Instruments* y el cálculo de sus componentes se realizó mediante la ecuación 5, donde ω será la frecuencia por rechazar y se propone el valor de los capacitores.

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

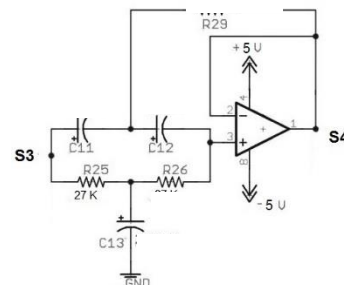


Figura 6. Diseño de un filtro rechaza banda tipo Notch.

Enseguida se colocó un seguidor de voltaje, con una resistencia conocida, mediante un circuito integrado de alta precisión (*OPA4277*, *Texas Instruments*) para verificar que 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 cmH₂O, teniendo en cuenta el almacenamiento de los datos en el programa Excel de Microsoft.

III. RESULTADOS

Los resultados de la conversión de kPa a cmH₂O, junto con los

kPa	cmH ₂ O	mmHg	V _{out} kPa en mV.	cmH ₂ O	kPa	V _{out} cmH ₂ O
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

valores de la salida del sensor (MPX10dp, Freescale Semiconductor) se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Valores de conversión de kPa a cmH₂O.

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	8.57x10 ⁻³ V	524.57	94.17Ω

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	140	355Ω

El valor del CMRR obtenido fue de 55.63, ya que se tuvo una ganancia diferencial (GD) de 2.72 y una ganancia común (GC) de 0.0045. Para el filtro rechaza banda se realizó con base en el diseño de la figura 8, utilizando los siguientes valores calculados:

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

$$R4 = R5 = 27kΩ$$

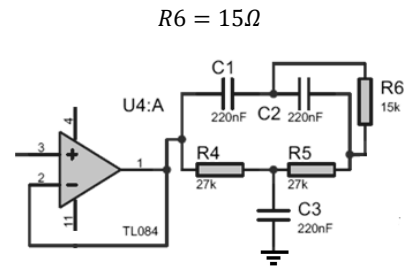


Figura 8. Diseño de filtro Notch de 60Hz.

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 cmH₂O (1-20).

El acoplamiento de todos los componentes electrónicos utilizados y obtener la señal deseada se observa en la figura 9 mientras que, utilizando un osciloscopio la señal obtenida, de acuerdo con la inspiración del sujeto, se muestra en la figura 10. En la figura 11 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 12-15. Todas estas pruebas debieron tener 15 minutos de descanso, sin actividad física; con cada sujeto se realizaron 3 mediciones.

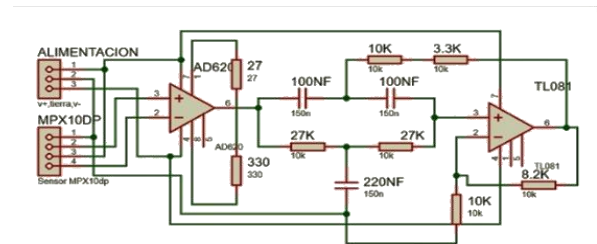


Figura 9. Circuito electrónico de medidor de presión pulmonar.

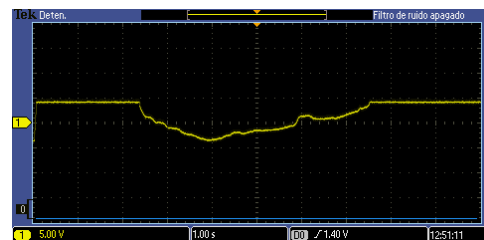


Figura 10. Resultado de la señal obtenida en osciloscopio.

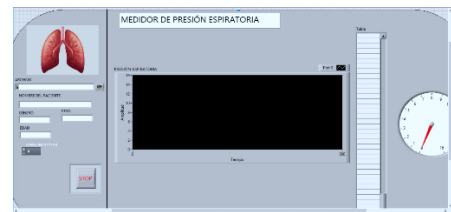


Figura 11. Interfaz creada en Labview®

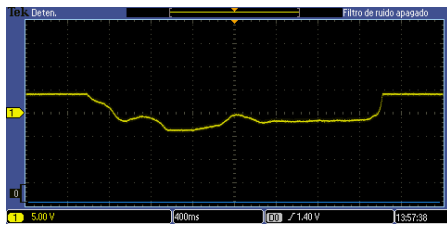


Figura 12. Señal obtenida de un sujeto femenino con 23 años con característica fumadora.

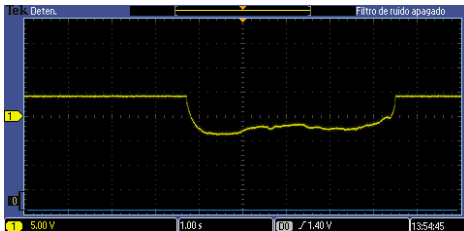


Figura 13. Señal obtenida de un sujeto femenino con 22 años con característica no fumadora

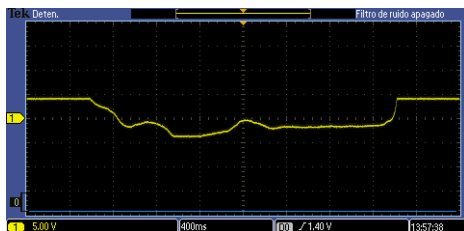


Figura 14. Señal obtenida de un sujeto masculino con 19 años con característica deportista de alto rendimiento y no fumador.

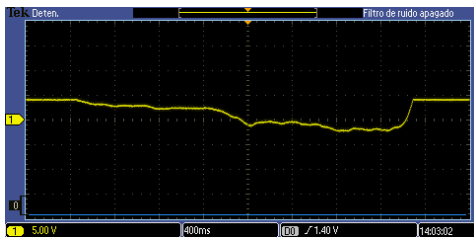


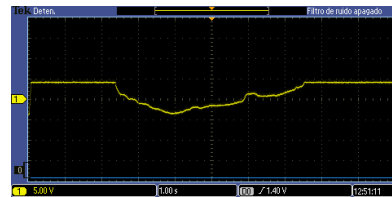
Figura 15. Señal obtenida de un sujeto masculino con 21 años con característica sedentaria.

IV. ANÁLISIS DE RESULTADOS

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 (PIMáx) 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 arrojo valores similares a los obtenidos con dicho instrumento. Estas mediciones pueden ser observadas en la figura 16, la cual si realizamos una comparación en cuanto a señal es destacable la similitud que se tienen entre estas.



CareFusion Germany 234 GmbH
D-97204 Hoechberg, Leibnizstrasse 7
Phone: +49 (931) 4972-0, Fax: +49 (931) 4972-423



Apellidos:	JANERIO	Identificación:	SS.R.
Nombre:	MARLA	Edad:	22 Años
F. nacimiento:	12/08/1996	Altura:	168 cm
Sexo:	mujer	Peso:	63.0 kg
		IMC:	22

Fuer. músc. res.

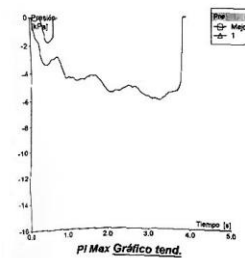


Figura 16. Señal obtenida en un inspirómetro contra señal obtenida en medidor de presión inspiratoria.

V. CONCLUSIONES

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.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece a la Ing. María del Carmen Arquer Ruiz, por las sugerencias dadas a lo largo del desarrollo del dispositivo, siendo de gran ayuda para poder cumplir con los objetivos planeados.

Así como al Ing. Jose Israel Oropeza por el apoyo brindado durante el período de revisión del trabajo.

REFERENCIAS

- [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] JForsdeelectronica.com. (2017). CMRR. Relación de Rechazo en Modo Comun.onli[ne] Available at: <http://www.forsdeelectronica.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.