

Design of a Wearable Device for Respiratory Rate Monitoring and Detection of Anomalous Values

J.M. Aya and M. S. Narducci

Abstract— The main causes of death in the world are cardiovascular diseases, strokes and respiratory diseases, among which the following stand out: chronic obstructive pulmonary disease and respiratory system infections. Regarding pulmonary function measurement technology, spirometry is the reference standard for the diagnosis and evaluation. This test requires specialized equipment that does not allow it to be performed on an outpatient basis or for constant monitoring. For this reason, the doctor must systematically look for the presence of symptoms that may go unnoticed by the patient and that can be attributed to age, sedentary lifestyle, or the fact of smoking. This is why it would be important to be able to constantly monitor breathing in order to identify irregularities in breathing rates that could be indicative of a respiratory condition.

The solution proposed in this article is focused on the design of a prototype of a wearable device that allows the monitoring of the respiratory rate. For this prototype feasibility is analyzed using signals from a database. This device will allow this biometric variable to be identified and will notify when it is outside the normal ranges to suggest an airflow test (spirometry) at a possible early stage of a respiratory condition. This instrumentation system will be integrated into the frame of a pair of glasses, specifically positioning the sensor on the nasal platelets.

Index Terms— Biotelemetry, Design, MEMS microphone, Simulation.

I. INTRODUCCIÓN

Datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), indican que las principales causas de muertes en el mundo son las enfermedades cardiovasculares, infartos cerebrales y enfermedades respiratorias, dentro de las cuales se destacan: la enfermedad pulmonar obstructiva crónica y las infecciones del sistema respiratorio [1][2].

La enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) está caracterizada por una reducción persistente del flujo de aire. Los síntomas empeoran gradualmente y la dificultad para respirar, disnea, aumenta con el tiempo hasta incluso aparecer en reposo. Es una enfermedad que no siempre se llega a diagnosticar y puede ser mortal. En 2019 ocasionó 3,23 millones de defunciones. Según estimaciones de la OMS, actualmente unos 64 millones de personas en el mundo sufren una EPOC [3].

Respecto a las infecciones del sistema respiratorio, la gripe COVID-19 pone en riesgo especialmente a aquellas personas que presentan ciertas comorbilidades que pueden agravar la situación en caso de contraer el virus, es decir, los pacientes con EPOC tienden a sufrir infecciones severas a causa del COVID-19; el tipo de complicación que hace que los pacientes terminen en las unidades de cuidado intensivo y conectados a ventiladores [4].

La sintomatología clínica de COVID-19 y la exacerbación aguda de la EPOC es difícil de diferenciar, lo que puede resultar en una intervención médica tardía o inapropiada. Por tanto, no es sorprendente encontrar un peor pronóstico de COVID-19 en pacientes con EPOC. El resultado de un estudio del Hospital Municipal de Beijing presentado en abril de 2020 en la Revista de Virología Médica Wiley confirma que el riesgo de agravamiento por COVID-19 en un paciente con EPOC es cuatro veces mayor que en pacientes sin EPOC [4].

Respecto a tecnología de medición para la función pulmonar en personas con enfermedades pulmonares obstructivas o restrictivas, la espirometría es el estándar de referencia para diagnóstico y evaluación. Esta prueba requiere de un equipo especializado que no permite que se realice de manera ambulatoria o de monitoreo constante. Por esta razón, el médico debe buscar sistemáticamente la presencia de síntomas que puedan pasar inadvertidos para el paciente y que pueden ser atribuidos a la edad, al sedentarismo o al mismo hecho de fumar. También, la espiración prolongada en la tráquea durante un esfuerzo forzado máximo puede ser útil en el diagnóstico precoz de la obstrucción o cuando la espirometría no está disponible, es por esto que resultaría importante poder llevar un monitoreo constante de la respiración para así incrementar la probabilidad de identificación de una posible enfermedad respiratoria en una etapa temprana [5][6].

La solución que se plantea en este artículo está enfocada al diseño de un prototipo para un dispositivo vestible que permita el monitoreo de la frecuencia respiratoria. Haciendo uso de un algoritmo de extracción de envolvente, se podrá estimar esta variable biométrica y notificará cuando se encuentre por fuera los rangos normales para sugerir un examen de flujo de aire (espirometría) en una posible etapa temprana de una enfermedad respiratoria.

II. DISEÑO

El dispositivo vestible de monitoreo de la frecuencia respiratoria estará integrado al marco de unas gafas, posicionando específicamente el sensor en las plaquetas

J. M. Aya, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia, j.aya@javeriana.edu.co

M. Narducci, Universidad del Norte, Barranquilla, Colombia, mnarducci@uninorte.edu.com

nasales. El diagrama de bloques presentado en la Figura 1 ilustra como la señal respiratoria será medida por un micrófono MEMS (*MicroElectroMechanical Systems*, por su sigla en inglés), posteriormente se aconducará y se hará la adquisición analógica/digital para procesar la señal, estimar la frecuencia respiratoria y enviar los resultados vía Bluetooth a un dispositivo móvil, donde se encontrará una interfaz gráfica para que el usuario pueda visualizar el estado de su signo vital. A continuación, se describen cada uno de los bloques.

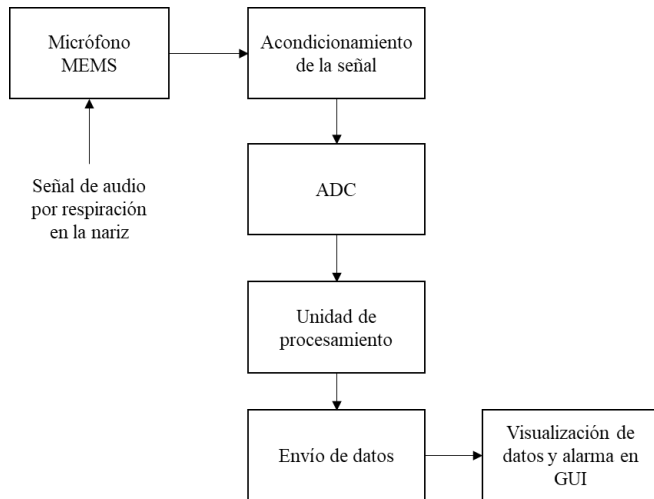


Fig. 1. Diagrama en bloques del sistema.

A. Micrófono MEMS

La respiración será monitoreada a partir de la señal de audio producida por el flujo de aire en la nariz al respirar. Para esta tarea se utilizará un micrófono MEMS. Dentro de las especificaciones más relevantes para la selección del sensor, se encuentran:

- Dimensiones físicas, menores a 10mm 5mm (tamaños promedio plaquetas nasales).
- Sensibilidad y resolución del sensor (intensidad del sonido al respirar es aproximadamente de 10dB)
- Consumo energético (dispositivo pasivo)

Teniendo estos parámetros en cuenta, se selecciona el micrófono SPH1642HT5H del fabricante Knowles, de tipo MEMS capacitivo con salida analógica y sensibilidad $-38\text{dB} \pm 1\text{dB}$ a 94dB SPL [7].

B. Acondicionamiento de Señal

Una vez se haya adquirido la señal analógica de audio y se haya transducido a una señal eléctrica, esta será filtrada a los rangos de frecuencia de interés (300Hz-3kHz) de manera que la señal resultante esté libre de ruidos indeseados. Posteriormente será amplificada por un factor de 10 para obtener una señal máxima de 3V.

C. Adquisición Analógica/Digital

Se utilizará un ADC de 10 bits por aproximaciones sucesivas a una tasa de muestreo de 10kHz para adquirir la señal analógica y convertirla en una señal digital, con un voltaje de referencia de 3V.

D. Unidad de Procesamiento

Una vez se tenga la señal digitalizada, se procederá a analizar por intervalos de tiempo de 5 segundos la señal utilizando un microcontrolador. Se deberá poder estimar la frecuencia de respiración, la longitud e intensidad tanto de las inspiraciones como de las espiraciones y, a partir de esta información, poder evaluar si se encuentra dentro de los rangos normales para el paciente.

E. Envío de Datos

Una vez se tenga la información deseada sobre la señal, se utilizará la comunicación serial del microcontrolador para enviar mediante un módulo Bluetooth todos estos datos a un dispositivo móvil o computadora. Este módulo Bluetooth deberá ser de dimensiones reducidas y, además, tener un bajo consumo energético, con un rango de alcance de al menos 2 metros.

F. Visualización de Datos y Alarma

Por último, se diseñará una interfaz gráfica de usuario en plataforma Android para que la persona pueda visualizar toda la información monitoreada sobre su frecuencia respiratoria. Además, en caso de detectar algún valor anómalo, se desplegará un aviso de precaución para que la persona sepa de su condición.

G. Alimentación

Para alimentar todo el sistema se utilizará una batería de iones de litio, recargable y de dimensiones reducidas (máximo 20mm) que permita al dispositivo contar con una autonomía de al menos 8 horas de uso.

H. Simulaciones del Sistema

Como señal de prueba, se utilizó la base de datos *Respiratory Sound*, publicada en la Conferencia Internacional sobre Informática Biomédica en Salud - ICBHI 2017. La versión actual de esta base de datos está disponible de manera gratuita para investigación. La base de datos de sonidos respiratorios contiene muestras de audio recopiladas de forma independiente por dos equipos de investigación en dos países diferentes, durante varios años. A partir de esta base de datos, se cuenta con varias grabaciones reales en formato .wav con una frecuencia de muestreo de 44100Hz que se importarán en Matlab y se guardarán como archivos de texto para su posterior uso en las herramientas de simulación. En la Figura 2 se puede ver un ejemplo de una de las muestras antes mencionadas.

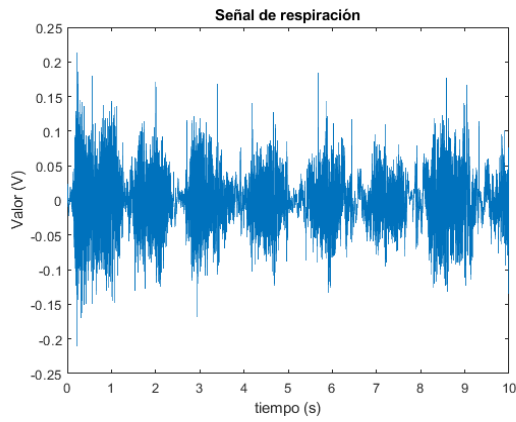


Fig. 2. Señal de respiración importada en Matlab.

Posteriormente, se procedió a programar los bloques de amplificación/filtrado analógico en Simulink, así como el proceso de extracción de la envolvente de la señal. En la Figura 3 se puede observar el diagrama de bloques implementado junto con el flujo de la señal a muestrear. El primer elemento es el amplificador con ganancia de voltaje de 10, el segundo elemento es el filtro pasabanda de 300Hz-3kHz. A continuación, la señal es convertida por un ADC de 10 bits con un voltaje de referencia de 3V y frecuencia de muestreo de 10kHz.

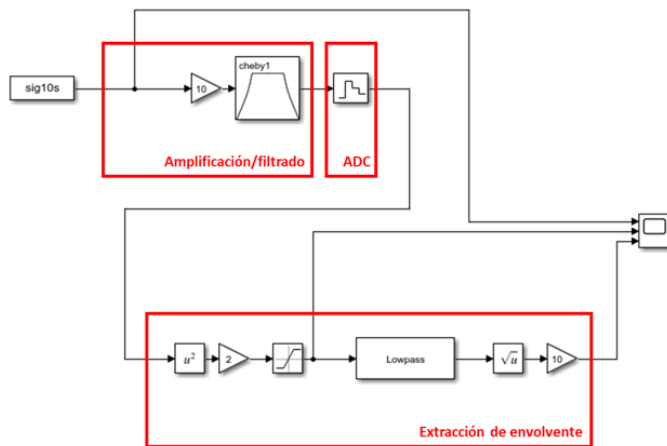


Fig. 3. Figura 3. Diagrama implementación en Simulink.

El siguiente bloque, es el algoritmo de extracción de envolvente, el cual consiste en la rectificación de la señal al elevarla al cuadrado, posteriormente pasarla por un filtro pasa bajas y finalmente se opera la función raíz cuadrada y se amplifica.

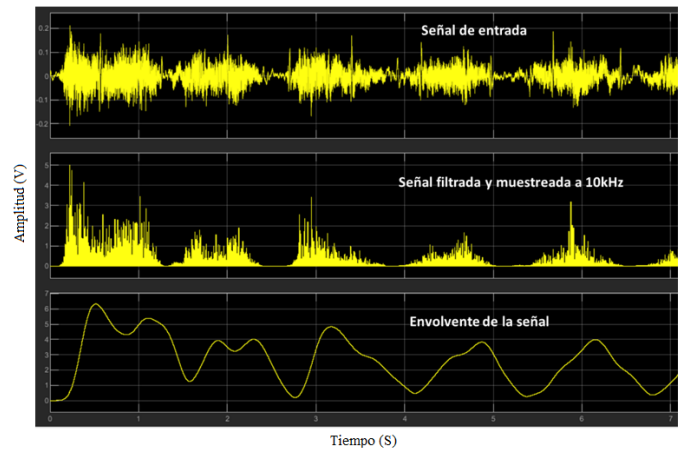


Fig. 4. Resultados de la simulación – extracción de envolvente.

Como se puede observar en la parte inferior de la Figura 4, se obtiene la envolvente de la señal respiratoria rectificada. Aquí basta solamente con aplicar un algoritmo de detección de picos y se tendría como resultado la frecuencia respiratoria al calcular el inverso del tiempo promedio entre picos.

A continuación, se procedió con el diseño de detalle del circuito para implementar el filtro pasabanda entre 300Hz – 3000Hz con ganancia = 10V/V. Se selecciona un filtro tipo Chebyshev de orden 8 con topología Sallen-Key, se selecciona la frecuencia central en 1kHz y una atenuación de al menos -90dB en la banda de rechazo a 30kHz. Se procedió a realizar el diseño del filtro en la herramienta *Filter Designer* de Texas Instruments. A continuación (Figura 5), se puede observar el diagrama de bode de su función de transferencia.

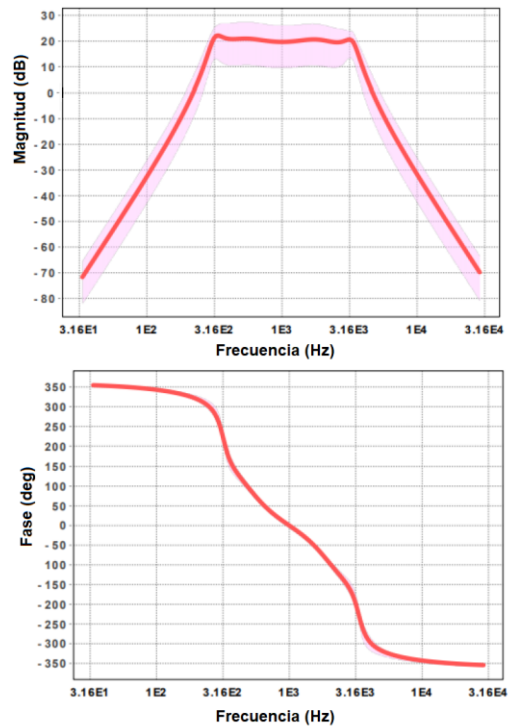


Fig. 5. Magnitud y fase del filtro analógico.

Una vez diseñado el circuito de adecuación, se procedió a simular y verificar el funcionamiento de este a partir de la herramienta OrCAD (Figura 6).

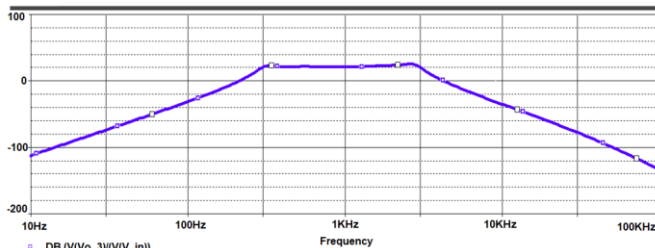


Fig. 6. Diagrama de Bode del circuito.

Posteriormente, una vez se hubo verificado el funcionamiento de la parte analógica, se procedió a hacer la simulación con la señal de entrada importada de audio en OrCAD a partir de la base de datos de los pacientes con afecciones respiratorias. A continuación, se puede observar tanto la entrada como la salida del circuito (Figura 7).

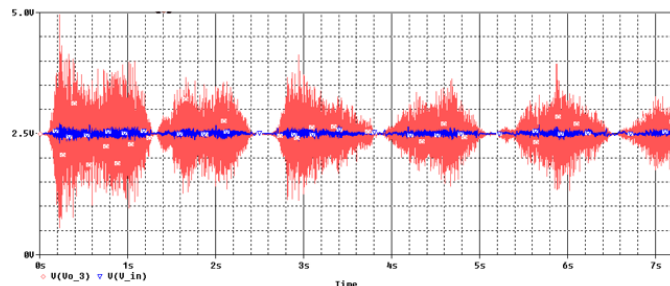


Fig. 7. Simulación con señal real de entrada. Vin en azul y Vout en rojo.

III. IMPLEMENTACIÓN

Se diseñaron las respectivas tarjetas de circuitos impresos PCB (*Printed Circuit Board*, por su sigla en inglés) y fabricaron. Una vez se soldaron todos los componentes en la placa de circuito impreso, se procedió a probar la correcta polarización de todos los integrados. A continuación, en la Figura 8, podemos ver unas imágenes con la PCB antes y después de soldar y en la Figura 9, con los PCBs adaptados a la montura de las gafas. El peso total del micrófono, PCB y antena es de 11,2g.

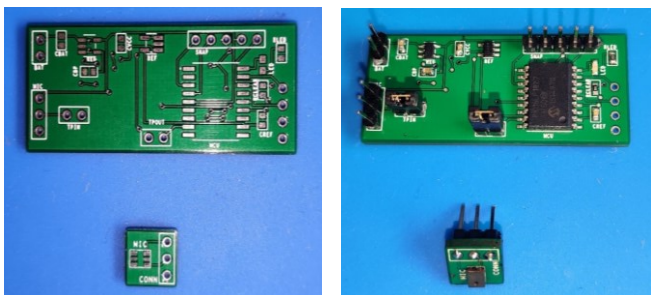


Fig. 8. PCBs antes y después de soldar componentes.

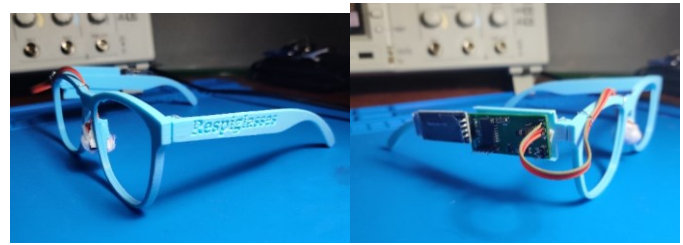


Fig. 9. Sistema vestible implementado.

A continuación, se procedió a desarrollar la aplicación en Android. Para esto, se utilizó como base una app de código libre llamada BluetoothLE Terminal, la cual facilitaba el código de escaneo y transmisión Bluetooth para dispositivos de baja energía (BLE). En la Figura 10 se puede observar el diseño final de la app.

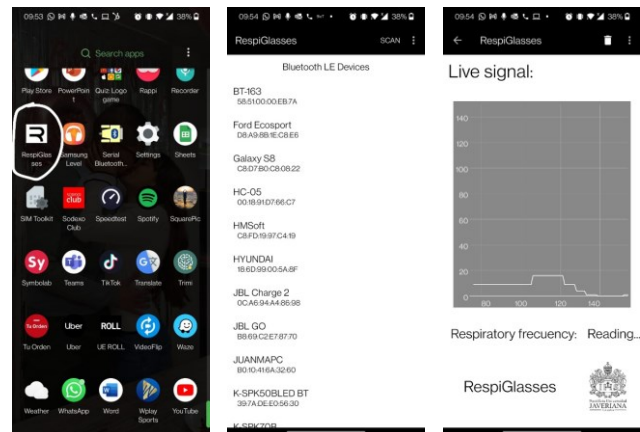


Fig. 10. Diseño final de la aplicación en Android.

Mientras se diseñaba la aplicación, aprovechando que el procesamiento en el teléfono móvil es mucho más rápido que en el MCU local del dispositivo ($2.84\text{GHz} > 16\text{MHz}$), se tomó la decisión de hacer el algoritmo de extracción de envolvente y detección de picos ahí, para poder tomar un filtro digital pasa bajas de mayor orden. Por lo cual quedó dividido el sistema digital de la siguiente manera, la adquisición ADC y envío serial en el MCU, y el procesamiento de la señal en la app Android.

Se realizaron estimaciones de consumo de potencia pico (MCU y antena activas) en aproximadamente 52mW. Sin embargo, dado que la antena está apagada mientras la señal de audio está siendo adquirida, el consumo de esta etapa se reduce y nos permite un consumo aproximadamente 30mW.

IV. RESULTADOS

Antes de entrar en los resultados, es importante aclarar que tanto por la actual situación de aislamiento y distancia social por COVID-19, no fue posible llevar a cabo las pruebas de funcionamiento del dispositivo sobre personas reales. Razón por la cual se decidió tomar las pruebas con audios reales de sonidos respiratorios sacados de la misma base de datos que se utilizó para las pruebas en etapa de simulaciones, para recordar, se utilizó la base de datos *Respiratory Sound*, captada originalmente para respaldar el desafío científico organizado en la Conferencia Internacional sobre Informática Biomédica en Salud - ICBHI 2017. La versión actual de esta base de datos

está disponible gratuitamente para investigación y contiene el conjunto de datos públicos y privados del desafío ICBHI.

Como se había previsto, se tomaron 20 muestras de sonidos respiratorios. Se tomaron 6 pacientes sanos, 8 pacientes con EPOC y otros 6 con alguna otra afección respiratoria. Este diagnóstico está claramente identificado dentro de la base de datos que contiene la edad, estado de salud respiratoria y audio de cada sujeto.

A continuación, se evidenciarán dos pruebas de cada tipo de paciente (sano - Figura 11 y con EPOC – Figura 12) y posteriormente se presentará un cuadro con los resultados de las 20 muestras para su posterior análisis.

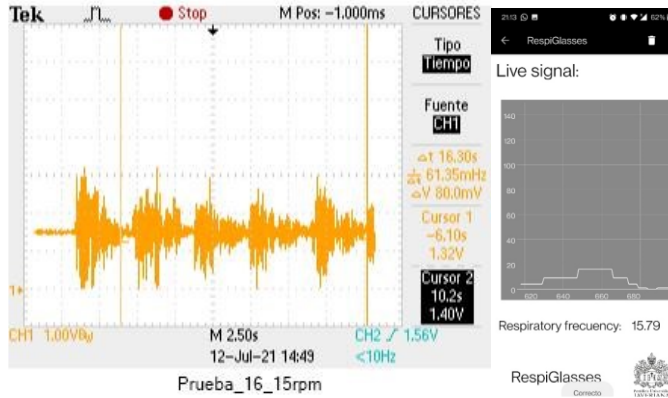


Fig. 11. Paciente sano.15 rpm.

Como se puede observar, en la prueba de la Figura 11, se evidenciaban 4 respiraciones (conjunto entre inhalación y exhalación) a lo largo de un tiempo de 16.3s, si se saca la relación 4 respiraciones/16.3s da un resultado de 0.25 respiraciones por segundo, multiplicado por 60 para una frecuencia respiratoria de 15 rpm. Según el algoritmo de detección de picos en la app, la frecuencia respiratoria calculada era de 15.79 rpm, coincidiendo con la real con un error de aproximadamente 5%.

Por otra parte, se hicieron pruebas con pacientes diagnosticados con alguna enfermedad pulmonar. Según el algoritmo de detección de picos en la app, la frecuencia respiratoria calculada era de 29.63 rpm, coincidiendo con la real con un error de aproximadamente 1%.

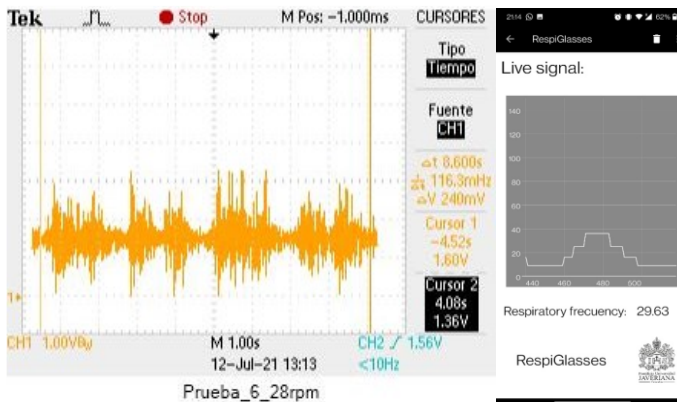


Fig. 12. Paciente EPOC.28 rpm.

Como se puede observar, el resultado obtenido con el dispositivo se acerca al real, aunque no es tan preciso como con las frecuencias más bajas de pacientes sanos.

A continuación, se presenta una tabla con el resumen de las 20 pruebas realizadas, mostrando la FR real y la capturada con el dispositivo RespiGlasses.

TABLA I
RESUMEN DE PRUEBAS

Prueba	Tipo de paciente	FR Calculada	FR Real	Desviación estándar
1	Otra afección respiratoria	20,73	22	0,90
2	EPOC	23,10	23	0,07
3	EPOC	26,46	25	1,03
4	Sano	23,58	24	0,30
5	EPOC	26,81	26	0,57
6	Otra afección respiratoria	29,63	28	1,15
7	EPOC	23,17	22	0,83
8	Otra afección respiratoria	24,86	24	0,61
9	EPOC	11,00	10	0,71
10	Otra afección respiratoria	8,29	9	0,50
11	Sano	13,72	14	0,20
12	EPOC	21,28	22	0,51
13	EPOC	25,58	25	0,41
14	Otra afección respiratoria	22,26	23	0,52
15	EPOC	25,46	24	1,03
16	Sano	15,79	15	0,56
17	Sano	15,30	15	0,21
18	Sano	16,09	16	0,06
19	Sano	19,59	19	0,42
20	Otra afección respiratoria	16,30	16	0,21

V. CONCLUSIONES

Respecto al diseño electrónico del sistema, al realizar la experimentación, se nota que se debe mejorar la relación señal a ruido para ser capaces de captar más información sobre la respiración. Sin embargo, esto también haría el sistema más sensible a ruido de contacto en el micrófono o ruido en el entorno. Por lo tanto, hay que asegurarse de que el micrófono quede en completo contacto con la superficie de la piel y se aisle pasivamente del ruido externo y además incluir en la adecuación de la señal un sistema de cancelación activa del ruido que permita procesar solo la señal de interés.

Una vez se hubo verificado el funcionamiento del sistema, se debe notar que, para señales respiratorias lentas (frecuencias por debajo de los 22rpm) el sistema funciona bastante bien y es preciso con sus medidas, para FR más altas se empiezan a presentar inconsistencias en el algoritmo de la extracción de la envolvente (debido al filtro pasabajos) y esto deriva en medidas más alejadas de la realidad, como se puede comparar entre las pruebas 10,11,16,17 (FR por debajo de 20rpm) con una desviación estándar promedio de 0.37, y las pruebas 3,5,6,15 (FR por encima de 24rpm) con una desviación estándar

promedio de 0.95. Con las 20 muestras se estima un error promedio absoluto de 3,9%. Dicho valor puede ser contrastado con el estudio presentado en 2021 por Natarajan et al [8]. En este trabajo presenta un sistema vestible que extrae la frecuencia respiratoria a través de la densidad espectral de potencia de la frecuencia cardiaca y obtienen un error promedio absoluto de 3%.

Después de realizadas las pruebas, en cuanto al uso que se le puede dar al monitoreo de la FR como posible señal de EPOC, resulta muy difícil establecer un juicio que permita definir esta variable biométrica como diagnóstico de EPOC, ya que se puede confundir con alguna otra enfermedad del sistema respiratorio. Sin embargo, aunque con algunas excepciones, el común de los casos apunta a que las personas con señales respiratorias con frecuencias por fuera de los rangos considerados como normales (15-20 rpm) sí presentan alguna anomalía en su salud respiratoria, sea por EPOC u otra afección. Es por esto que se puede concluir que, aunque la FR no es una variable que define si hay presencia o no de EPOC, sí da indicios de problemas con la salud respiratoria. Esto se puede evidenciar en la incidencia de enfermedades en personas con FR por fuera de los rangos normales.

REFERENCIAS

- [1] “Las diez principales causas de muerte en el mundo, una lista que varía entre países ricos y pobres,” Noticias ONU. Accedido: Noviembre 1, 2022. [Online]. <https://news.un.org/es/story/2020/12/1485362>.
- [2] “OMS/OIT: Casi 2 millones de personas mueren cada año por causas relacionadas con el trabajo,” World Health Organization: WHO. Accedido: Marzo 2, 2022. [Online]. <https://www.who.int/es/news/item/16-09-2021-who-ilo-almost-2-million-people-die-from-work-related-causes-each-year>
- [3] “Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC).” World Health Organization: WHO. Accedido: Noviembre 1, 2022. [Online]. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/chronic-obstructive-pulmonary-disease-copd>
- [4] Q. Zhao et al., “The impact of COPD and smoking history on the severity of COVID-19: A systemic review and meta-analysis,” J Med Virol, 2020, doi: 10.1002/jmv.25889.
- [5] “EPOC | NHLBI, NIH.”. Accedido: Noviembre 1, 2022. [Online]. <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/espanol/epoc>
- [6] “Diagnóstico y tratamiento de la EPOC - Artículos - IntraMed.”. Accedido: Septiembre 01, 2020. [Online]. <https://www.intramed.net/contenido.asp?contenido=93909>
- [7] “Wide Bandwidth, Low Noise, Precision Top Port SiSonic™ Microphone”. Accedido: Marzo 01, 2020. [online]. <https://www.knowles.com/docs/default-source/model-downloads/sph1642ht5h-1-rev-b.pdf>
- [8] Natarajan, A., Su, HW., Heneghan, C. et al. “Measurement of respiratory rate using wearable devices and applications to COVID-19 detection”. npj Digit. Med. 4, 136 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41746-021-00493-6C>.
- [9] Massaroni, A. Nicolò, D. Lo Presti, M. Sacchetti, S. Silvestri, & E. Schena, “Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate,” doi: 10.3390/s19040908.
- [10] G. Singh, A. Tee, T. Trakoolwilaiwan, A. Taha, & M. Olivo, “Method of respiratory rate measurement using a unique wearable platform and an adaptive optical-based approach,” Intensive Care Med. Exp., vol. 8, no. 1, p. 15, Dec. 2020, doi: 10.1186/s40635-020-00302-6.
- [11] M. Chu et al., “Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors,” npj Digit. Med., vol. 2, no. 1, pp. 1–9, Dec. 2019, doi: 10.1038/s41746-019-0083-3.
- [12] R. Gazitúa, “Manual de Semiología. Respiración.”. Accedido: Septiembre 01, 2020. [Online]. <http://publicacionesmedicina.uc.cl/ManualSemiologia/190Respiracion.htm>
- [13] “MEMS Pressure Sensors | The Design Engineer’s Guide | Avnet Abacus.”. Accedido: Septiembre 02, 2020. [online]. <https://www.avnet.com/wps/portal/abacus/solutions/technologies/sensors/pressure-sensors/core-technologies/mems/>
- [14] “Comparing MEMS and Electret Condenser (ECM) Microphones | CUI Devices.”. Accedido: Septiembre 30, 2020. [online]. <https://www.cuidevices.com/blog/comparing-mems-and-electret-condenser-microphones>
- [15] “Estándar de seguridad eléctrica de equipos médicos - EnergyMed: Somos el guardián de la energía para la seguridad del paciente.”. Accedido: Septiembre 02, 2020. [online]. <https://www.energymed.com.co/estandar-de-seguridad-electrica-de-equipos-medicos/>
- [16] M. de S. Nacional, “ABECÉ Mediciones en equipos biomédicos,” 2017.



la plataforma Seeri.

Juan Manuel Aya Perlaza terminó estudios de ingeniería electrónica en la Pontificia Universidad Javeriana en el 2021. Actualmente se encuentra cursando la Maestría en analítica de datos e inteligencia de negocios en la Pontificia Universidad Javeriana y se desempeña como líder de inteligencia de negocios para



Margarita Sofia Narducci Marín terminó estudios de Ingeniería Electrónica en la Universidad del Norte en el 2004 y estudios de Maestría y Doctorado en Ingeniería Electrónica en la Universidad Autónoma de Barcelona en el 2007 y 2010 respectivamente. Desde el 2005 al 2010, estuvo vinculada al Centro Nacional de Microelectrónica de Barcelona (IMB-CNM-CSIC), donde trabajó en el diseño y desarrollo de sistemas microelectromecánicos resonantes compatibles con CMOS para aplicaciones de control de calidad del aire. Desde el 2011 al 2014, estuvo vinculada al Instituto de Microelectrónica de Singapur (A*STAR-IME), donde trabajó en el diseño y desarrollo de sistemas microelectromecánicos compatibles con CMOS para aplicaciones médicas y de telecomunicaciones. Desde el 2015 al 2021, estuvo vinculada como profesora asistente en el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Pontificia Universidad Javeriana donde trabajó en el diseño y desarrollo de sistemas de instrumentación electrónica. Desde el 2022, se encuentra trabajando como profesora asistente en el Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Fundación Universidad del Norte.