



DetECCIÓN NO INVASIVA DE LA RESPIRACIÓN MEDIANTE UN SENSOR INDUCTIVO CONECTADO DIRECTAMENTE A UN MICROCONTROLADOR

A. Hernández¹, E. Sifuentes¹, J. Cota¹, R. González Landaeta¹

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Chihuahua, México

Resumen — En este trabajo se ha detectado la respiración de un sujeto de forma no invasiva mediante un inductor conectado directamente a un microcontrolador. El principio de medida se basa en colocar un imán permanente cerca de un inductor en el tórax del sujeto para que los movimientos durante la inhalación y la exhalación produzcan variaciones de inductancia debidas al cambio de la posición entre el imán y el inductor. Para medir los cambios de inductancia, se ha utilizado una configuración conocida como circuito de interfaz directa, que consta de un microcontrolador, el inductor y una resistencia. Dicho circuito mide las variaciones en el tiempo de descarga de un circuito RL. El circuito propuesto no utiliza etapas analógicas de procesamiento de señal, ni conversores analógico-digitales, y ha sido capaz de detectar cambios de inductancia del orden de 1 mH, los cuales producen una señal modulada en el tiempo que es interpretada como una cantidad digital por el microcontrolador. Una gráfica Bland-Altman reveló un sesgo de -4 ms y una dispersión máxima de 288 ms al comparar la estimación de la frecuencia respiratoria obtenida con el sistema propuesto y con un espirómetro.

Palabras clave — Circuito de Interfaz Directa, Respiración, Sensor Inductivo.

I. INTRODUCCIÓN

La detección de la respiración es una práctica que permite valorar la condición fisiológica de un sujeto, ya que aporta información sobre el proceso de ventilación del sistema respiratorio [1]. A partir de la señal de respiración es posible estimar diversos parámetros como, volúmenes de inspiración y espiración, la frecuencia respiratoria, entre otros. Para estimar la frecuencia respiratoria de forma no invasiva, se han propuesto diversos métodos; unos están basados en la detección del movimiento del tórax colocando sensores en puntos estratégicos del cuerpo [2], otros extraen información de la respiración a partir de señales cardíacas [3].

Otro método conocido para detectar la respiración de un sujeto es a través de la pletismografía, la cual consiste en medir los cambios de volumen producidos por la ventilación del sujeto. Entre los más conocidos está la pletismografía de impedancia eléctrica [4], la pletismografía de volumen y la pletismografía inductiva [5].

El uso de sensores inductivos tiene diversas ventajas, entre las que cabe destacar su casi inmunidad a factores ambientales como temperatura, humedad y polvo [6]. No obstante, su uso en la detección de parámetros fisiológicos ha ido decayendo debido a la complejidad de la instrumentación necesaria para procesar analógicamente la señal de este tipo de sensores. Por mencionar algunas etapas, se necesitan

osciladores precisos, amplificadores, filtros, demoduladores, convertidores analógicos-digitales (CAD), etc.

En este trabajo se presenta una propuesta que se basa en detectar la respiración de un sujeto de forma no invasiva colocando un sensor inductivo en el tórax. No obstante, a diferencia de lo que se ha presentado en la bibliografía, hasta ahora, en este trabajo el sensor inductivo se conecta directamente a un microcontrolador (μC). A este tipo de interfaz se le conoce como circuito de interfaz directa (CID), el cual no requiere de etapas analógicas (que generan ruido) para extraer información del evento que se desea medir; esto simplifica considerablemente la instrumentación, dando pie al desarrollo de sistemas compactos y con larga autonomía, ya que se ha demostrado que el consumo eléctrico se reduce considerablemente [7]. En un CID, los cambios de inductancia del sensor generan una señal modulada en el tiempo donde la contribución de interferencias electromagnéticas es mucho menor [6], eso permite obtener señales con una calidad lo suficientemente buena como para estimar la frecuencia respiratoria mediante técnicas sencillas de procesamiento digital de señales.

Este tipo de interfaz ha demostrado su eficiencia para sensores resistivos y capacitivos, y sus características eléctricas ya han sido analizadas en profundidad en otras investigaciones previas [8, 9]. También se ha estudiado el uso de sensores inductivos en CID's [10], pero solo para medir eventos estáticos. Hasta la fecha, no hay evidencia del uso de sensores inductivos conectados directamente a un μC para detectar la respiración de un sujeto.

La adquisición de datos en sistemas convencionales eléctricos usados actualmente, tiene diferentes etapas que deben estar correctamente diseñadas y adaptadas entre sí para tener la menor pérdida de información de la variable de interés. En el método convencional, el acondicionamiento de la señal entre el sensor y un μC , requiere de circuitos activos y pasivos que realicen operaciones específicas para adaptar el margen dinámico al margen de entrada de un CAD (Fig. 1).

La Fig. 2, muestra la configuración de un CID utilizado para procesar la señal de un sensor modulador (resistivo, capacitivo o inductivo). Se puede observar que no hay etapas analógicas ni CAD's entre el sensor y el μC . Por otro lado, además de procesar la señal del sensor, el mismo μC excita o alimenta al sensor, por lo que no hay necesidad de implementar etapas destinadas a alimentar al sensor, reduciendo considerablemente las etapas de acondicionamiento a dos simples bloques.

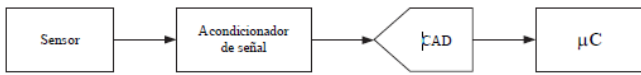


Fig. 1. Diagrama de bloques de señal de un sistema electrónico de medida clásico [7].

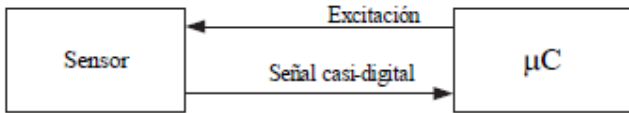


Fig. 2. Sensor modulador clásico conectado directamente a un μC . El μC excita al sensor y mide la señal de salida resultante [7].

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Configuración de la interfaz Sensor Inductivo - Microcontrolador

En la Fig. 3 se muestra la configuración de un sensor inductivo, L_x , conectado directamente a un microcontrolador. La forma como trabaja el sistema, se basa en una primera fase y una segunda fase (Fig. 4), que consisten en la carga y descarga, respectivamente, de un circuito RL, el cual está formado por L_x y una resistencia fija, R_0 , de valor conocido.

El algoritmo implementado en el μC contempla generar una señal periódica en la red del circuito RL. Durante la primera fase (Fig. 5), el pin P1.3 genera un pulso escalón (esto es, del "0" digital al "1" digital) que proporciona la tensión de alimentación V_{DD} . Al mismo tiempo, se sincroniza el inicio de esta fase con el inicio del temporizador del μC ; por otro lado, el pin P1.4 se configura en un estado digital lógico bajo "0", el cual proporciona la tierra del sistema. El pin P1.2 queda en estado de alta impedancia "HZ". Con esta configuración, se produce una descarga de L_x a través de R_0 ;

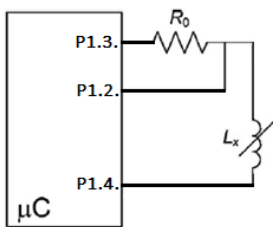


Fig. 3. Sensor inductivo conectado directamente a un microcontrolador.

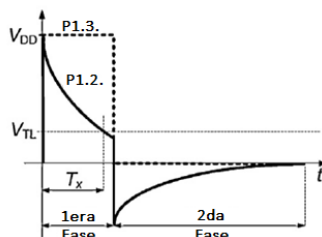


Fig. 4. IDSMS utilizada para la medición de la frecuencia respiratoria.

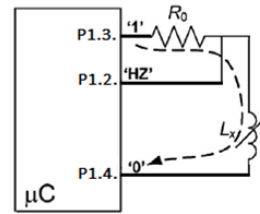


Fig. 5. Primera fase o fase de descarga del inductor L_x .

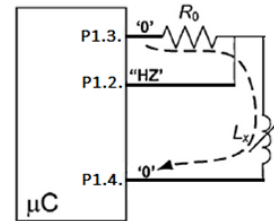


Fig. 6. Segunda fase o fase de carga del inductor L_x .

el pin P1.2 monitoriza dicha descarga. Cuando la tensión de descarga alcanza la tensión de umbral bajo, V_{TL} , el disparador Schmitt incorporado en el μC detiene el temporizador y se registra un valor digital en tiempo y/o cuentas sobre el tiempo T_x , el cual está definido por

$$T_x = \frac{L_x}{R_0} \ln \left(\frac{V_{DD}}{V_{TL}} \right) \quad (1)$$

El pin P1.2 emplea la función de registro en modo captura tipo descendente para detectar el evento de descarga (Fig. 4) del circuito R_0L_x . El pin P1.3 se utiliza como entrada digital de propósito general, la cual tienen como función utilizar los estados lógicos del pin como un interruptor para cargar y descargar el circuito R_0L_x . El pin P1.4 se mantiene como entrada digital de propósito general, con un nivel lógico bajo "0".

En la Fig. 6 se muestra el proceso de la segunda fase o fase de carga del inductor L_x . El pin P1.3 se coloca en un estado digital bajo "0", y el resto de los pines mantienen sus estados anteriores. Al analizar la red R_0L_x después del cambio de estado del pin, la configuración permite que la corriente del inductor se descargue a cero volts. Es recomendable que dicha carga sea al menos 5 veces la constante $\tau = L_x/R_0$; de esta forma se asegura que la energía almacenada en el inductor sea removida.

En la Fig. 7 se muestra el circuito utilizado para medir los cambios de L_x debidos a la respiración del sujeto. Para implementar el CID, se utilizó el μC MSP430F5529 de Texas Instruments, el cual trabaja a 20 MHz. De esta forma, el timer de 12 bits (embebido en el μC) cuenta el tiempo de descarga, T_x , cada 50 ns. Se utilizó una batería de 12 V para suministrar la alimentación al sistema y así disminuir la contribución de interferencias electromagnéticas, las cuales pueden producir ruido de disparo [11]. Mediante un regulador de tensión (LM317) se ajustó la tensión de alimentación a 3.3 V. La comunicación con la computadora se realizó vía RS232.

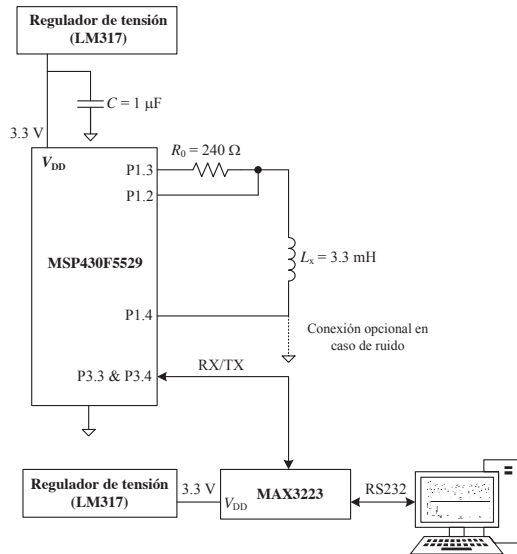


Fig. 7. Configuración del circuito utilizado para medir los cambios de L_x debidos a la respiración del sujeto.

B. El Sensor

En este trabajo el sensor consta de un inductor de 3.3 mH de bobinado de alambre enrollado con núcleo de ferrita (Fig. 8a). Dicho inductor se colocó a un lado de un imán permanente de 0.2 Tesla con forma de disco con un diámetro de 3 cm (Fig. 8b). Es bien sabido que la inductancia es la medida de la oposición a un cambio de corriente de un inductor que almacena energía en presencia de un campo magnético, esto es

$$L = \frac{\phi N}{I}, \quad (2)$$

donde L es la inductancia, N es el número de espiras o de vueltas del inductor, ϕ es el flujo magnético generado por el campo magnético e I es la corriente que circula por el inductor. Según (2), si I y N no cambian, se pueden obtener cambios de inductancia cuando cambia el flujo magnético cercano. Esto último es posible si la posición del inductor respecto al imán cambia. Para demostrar esto, se procedió a medir los cambios de inductancia del inductor de la Fig. 8a con un analizador de impedancia KEYSIGHT E4990A, el cual se configuró para medir inductancia en un margen de frecuencias entre 20 Hz y 1000 Hz (este intervalo se usó para obtener un tiempo de medida de unos 10 segundos y mostrar un número significativo de cambios de inductancia). Las medidas de inductancia se realizaron mientras se cambiaba aleatoriamente la posición entre el inductor y el imán. Los cambios de posición no fueron superiores a 1 cm.

C. Detección de la Respiración

Para detectar la respiración se colocó una banda elástica alrededor del tórax del sujeto (Fig. 9). En la parte externa de dicha banda se colocaron el inductor de 3.3 mH y el imán

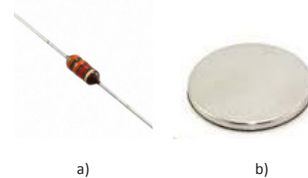


Fig. 8. a) Inductor de 3.3 mH, b) Imán permanente de 0.2 Tesla.

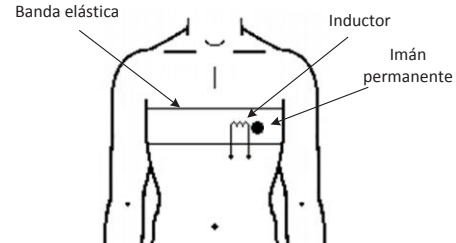


Fig. 9. Posición del inductor y del imán permanente para detectar la respiración de un sujeto.

permanente separados por una distancia de 1 cm. Cada vez que el sujeto respira, el movimiento del tórax provoca un cambio en la posición relativa entre el inductor y el imán, produciendo así pequeños cambios de inductancia y, según (1), cambios en T_x . Es importante destacar que el inductor y el imán no están en contacto directo con la piel del sujeto. Para validar el método, simultáneamente se midió la respiración con un espirómetro SPR-BTA de la marca Vernier, el cual se conectó a un sistema NI Elvis II de National Instruments. Este procedimiento se realizó en cinco sujetos sanos voluntarios y a cada uno se le practicaron tres medidas de 30 segundos cada una.

III. RESULTADOS

Los cambios de inductancia producidos al cambiar aleatoriamente la posición (no mayor a 1 cm) relativa entre el inductor L_x y el imán permanente, fueron del orden de 1.5 mH de pico a pico. Según (2), estos cambios de posición provocan cambios en las líneas de flujo magnético, provocando así cambios de inductancia.

En la Fig. 10 se muestra la señal de respiración de uno de los voluntarios, obtenida con el circuito de la Fig. 7 (señal superior) y con el espirómetro (señal inferior). En la señal superior, se representan los cambios en T_x producidos por los cambios en L_x . Estos cambios en L_x se deben al cambio de posición entre el imán y el inductor producidos por los movimientos del tórax durante la inhalación y la exhalación que realiza el sujeto, obteniendo cambios en T_x del orden de 4 μ s pico a pico, aproximadamente. A partir de (2), se deduce que estos cambios son del orden de 1 mH. Al ser cambios pequeños, los posibles errores de no linealidad debido a la histéresis del inductor, no distorsionan la señal de respiración, tal y como se aprecia en la Fig. 10. Se puede observar que la señal obtenida con el CID propuesto tiene muy poca contribución de ruido electrónico y de interferencias electromagnéticas. A pesar de que la señal de respiración con el CID se midió simultáneamente con el espirómetro,

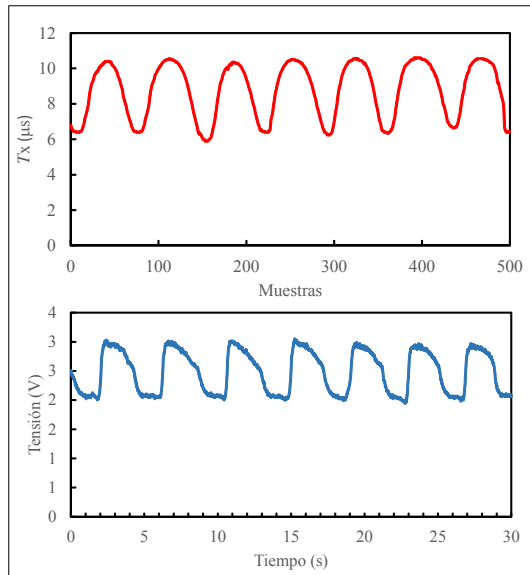


Fig. 10. Señal de respiración obtenida con el CID propuesto (superior). Señal de respiración obtenida con el espirómetro (inferior).

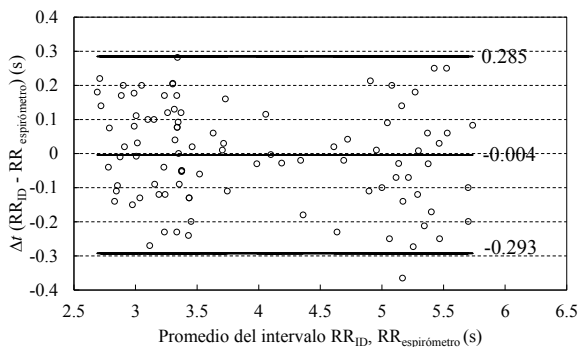


Fig. 11. Gráfica Bland-Altman donde se comparan los intervalos RR de la señal de respiración detectada con el CID y la señal de respiración detectada con el espirómetro. La muestra contiene las medidas (respiración a respiración) de las 3 medidas realizadas en los 5 voluntarios.

en las señales de la Fig. 10, existe un desfase debido a que fue imposible establecer a sincronía entre el circuito de la Fig. 7 y el sistema NI ELVIS II a la hora de adquirir ambas señales. No obstante, el número de respiraciones registrado con ambos sistemas, coincide. La Fig. 11, muestra una gráfica Bland-Altman, la cual compara el intervalo de tiempo de cada respiración (intervalo RR) registrada con el CID y con el espirómetro. Los datos contienen la respiración detectada en los 5 sujetos voluntarios. Se obtuvo un sesgo de -4 ms y una dispersión de 288 ms (representada por la desviación estándar con un intervalo de confianza del 95 %).

V. CONCLUSIÓN

En este trabajo se demostró la posibilidad de detectar la respiración de un sujeto mediante un inductor conectado directamente a un microcontrolador. El circuito propuesto es capaz de medir cambios de inductancia del orden de 1 mH, debidos a la variación del campo magnético cercano al

inductor, producto del movimiento del tórax durante la inhalación y la exhalación. Los cambios de inductancia producen una señal modulada en el dominio del tiempo que es interpretada como una cantidad digital por el microcontrolador. La señal de respiración registrada con el CID tiene muy poca contribución de ruido electrónico y de interferencias electromagnéticas, por lo que se puede extraer información de la frecuencia respiratoria mediante técnicas sencillas de procesamiento digital de señales. Al comparar los resultados obtenidos con el circuito propuesto, con los resultados obtenidos con un espirómetro en cinco sujetos voluntarios, se obtuvo un sesgo de -4 ms y una dispersión máxima de 288 ms, lo cual demuestra una buena coincidencia entre ambos métodos.

RECONOCIMIENTOS

Alejandro Hernández está becado por el CONACYT de México para realizar sus estudios de maestría. Este trabajo ha sido parcialmente financiado por PRODEP y por la UACJ.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekström, and B. Hök, "Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 41, pp. 377-383, 2003.
- [2] T. Reinvuo, M. Hannula, H. Sorvoja, E. Alasaarela, and R. Myllyla, "Measurement of respiratory rate with high-resolution accelerometer and EMFit pressure sensor," in *Sensors Applications Symposium, 2006. Proceedings of the 2006 IEEE*, 2006, pp. 192-195.
- [3] K. H. Chon, S. Dash, and K. Ju, "Estimation of respiratory rate from photoplethysmogram data using time-frequency spectral estimation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, pp. 2054-2063, 2009.
- [4] R. T. Brouillette, A. S. Morrow, D. E. Weese-Mayer, and C. E. Hunt, "Comparison of respiratory inductive plethysmography and thoracic impedance for apnea monitoring," *The Journal of pediatrics*, vol. 111, pp. 377-383, 1987.
- [5] D. Wu, L. Wang, Y.-T. Zhang, B.-Y. Huang, B. Wang, S.-J. Lin, et al., "A wearable respiration monitoring system based on digital respiratory inductive plethysmography," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, 2009, pp. 4844-4847.
- [6] R. Pallas-Areny, J. G. Webster, and R. Areny, *Sensors and signal conditioning*: Wiley New York, 2001.
- [7] F. Reverter and R. P. Areny, *Direct sensor-to-microcontroller interface circuits: design and characterisation*: Marcombo, 2005.
- [8] E. Sifuentes, O. Casas, F. Reverter, and R. Pallas-Areny, "Improved direct interface circuit for resistive full-and half-bridge sensors," in *Electrical and Electronics Engineering, 2007. ICEEE 2007. 4th International Conference on*, 2007, pp. 197-200.
- [9] F. Reverter and O. Casas, "Direct interface circuit for capacitive humidity sensors," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 143, pp. 315-322, 2008.
- [10] Z. Kokolanski, J. Jordana, M. Gasulla, V. Dimcev, and F. Reverter, "Direct inductive sensor-to-microcontroller interface circuit," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 224, pp. 185-191, 2015.
- [11] F. Reverter, "Direct interface circuits for sensors," *Smart Sensors and MEMS: Intelligent Devices and Microsystems for Industrial Applications*; Nihtianov, S., Luque, A., Eds, pp. 27-62, 2014.