

Dispositivo portable para la monitorización no obstructiva del ritmo respiratorio

D. Naranjo Hernández¹, L. M. Roa Romero¹, J. Reina Tosina^{1,2}, G. Barbarov Rostán¹, P. Cejudo Ramos³, E. Márquez-Martín³, R. Vázquez Sánchez³, F. Ortega Ruiz³

¹ Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Sevilla y CIBER-BBN, Sevilla, España, dnaranjo@us.es

² Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones, Universidad de Sevilla, Sevilla, España

³ Unidad Médico-Quirúrgica de Enfermedades Respiratorias, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla, España

Resumen

En este trabajo se presenta una primera aproximación a un dispositivo portable para la monitorización no obstructiva del ritmo respiratorio por medio de la tecnología de sensorización capacitiva. El dispositivo de sensorización está integrado en una prenda de vestir, de bajo coste y confortable, para una monitorización de la respiración continuada de pacientes con enfermedades respiratorias en el contexto de una aplicación de e-Salud. Para validar la propuesta, se han realizado una serie de experimentos preliminares en un entorno controlado comparando el funcionamiento del dispositivo respecto a un patrón de referencia. Los resultados obtenidos han demostrado la viabilidad del dispositivo y del método de validación propuesto.

1. Introducción

Los sistemas de e-Salud, junto con los dispositivos sensores inteligentes que permitan la supervisión en tiempo real de parámetros clínicos relevantes en el propio domicilio del usuario, se consideran un enfoque prometedor para la prevención y tratamiento de las enfermedades respiratorias [1]. El propósito de estos sistemas no es solo la telemonitorización y registro de las variables fisiológicas (frecuencia respiratoria y cardíaca, presión sanguínea, electrocardiograma, saturación de oxígeno en sangre [2], flujo de aire espirado, etc.), sino también motivar a los pacientes para que adopten habilidades de auto-cuidado, mejorar su calidad de vida, minimizar las exacerbaciones recurrentes y las tasas de reingreso [3], así como la salvaguarda de la seguridad del paciente y el establecimiento de un sistema de alarmas ante situaciones indeseadas.

Para la monitorización continua respiratoria se han propuesto numerosas tecnologías de sensorización como micrófonos, transmisores de ultrasonidos [4], pletismografía de inductancia, bioimpedancia [5], sensores de presión integrados en la ropa, sensores piezorresistivos [6], basados en métodos inductivos [7], sistemas basados en redes de Bragg en fibra óptica [8] o acoplamiento capacitivo [9]-[12]. Sin embargo, muchos de los desarrollos propuestos tienen la desventaja de requerir de un emplazamiento especial del sensor, muchas veces incómodo para el sujeto, no tienen suficiente sensibilidad o requieren de un procesamiento especial de la señal que afecta gravemente a la duración de las baterías [9].

2. Material y métodos

Teniendo en cuenta los condicionantes previos, se empleará la tecnología de sensorización capacitiva para implementar el prototipo de sensor inteligente portable para la monitorización no obstructiva del ritmo respiratorio. Dicha tecnología proporciona una alta sensibilidad con la ventaja añadida de que no requiere contacto directo con medio a medir [9]-[13]. La tecnología de sensorización capacitiva permite integrar el sistema de captura de señal en una prenda que puede ser llevada cómodamente por el sujeto monitorizado [9], [10]. Esta técnica está basada en la medida de la capacidad eléctrica existente entre dos láminas metálicas (electrodos), que se sitúan alrededor del tejido torácico que actúa como material dieléctrico. Ha sido validada con medidores comerciales de capacidad [9], aunque algunos autores han propuesto sistemas portables basados en osciladores LC que permiten medir con precisión la capacidad [11], [12].

Para una primera validación del sensor se ha realizado un estudio cuasi-experimental sobre sujetos sanos en un entorno clínico controlado emulando las condiciones en las que el dispositivo sería finalmente empleado. El funcionamiento del dispositivo ha sido contrastado con un sistema clínico comercial portable e inalámbrico diseñado para la realización de pruebas de esfuerzo cardiopulmonar (Oxycon de CareFusion), que fue empleado como patrón de referencia. Ambos dispositivos fueron colocados sobre los voluntarios para la realización de medidas simultáneas. Los tiempos de inspiración y espiración, así como la frecuencia respiratoria fueron almacenados en ambos dispositivos para su posterior análisis.

Además, se ha realizado un análisis comparativo de las medidas del sensor capacitivo respecto del dispositivo de referencia empleando parámetros estadísticos como el valor medio del error y la desviación estándar del error. También se ha calculado el coeficiente de correlación de Pearson, considerando resultados estadísticamente significativos una $p < 0.05$. Dicho análisis fue realizado en el entorno de programación Matlab.

3. Resultados

3.1. Diseño del sensor capacitivo

El diseño del sensor sigue un esquema de diseño genérico y modular que comprende los siguientes elementos:

- **Unidad de Sensorización:** constituye el elemento de adquisición de la señal monitorizada. Está formado por el sistema de electrodos y la etapa de acondicionamiento de señal.
- **Unidad de Procesado:** responsable del procesamiento de la señal oscilatoria para estimar el ritmo respiratorio instantáneo. Como unidad de procesado se ha empleado un microcontrolador PIC32 MX440F256 de Microchip. El resultado de la estimación puede ser almacenado en una memoria interna o enviado de forma inalámbrica en tiempo real.
- **Unidad de Comunicaciones:** el módulo Bluetooth HC-06 de Wavesen ha sido elegido para implementar la unidad de comunicaciones del sensor. Dicha unidad se ocupa de la transmisión inalámbrica del ritmo respiratorio a un segundo dispositivo denominado dispositivo de análisis y decisión (DAD). El DAD puede conectar con otros sensores biomédicos formando una red inalámbrica de sensores corporales. Además, el DAD realiza un análisis avanzado de la información de los sensores y conecta, si es necesario, con un sistema de e-Salud.

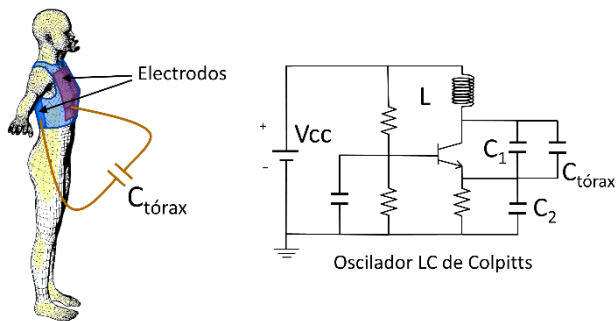


Figura 1. Sistema de electrodos y oscilador de Colpitts.

3.2. Sistema de electrodos

En el sistema propuesto, dos electrodos metálicos están situados uno a cada lado del torso (uno en la espalda y otro en el pecho) sin estar en contacto directo con él, como muestra la Figura 1. Dichos electrodos están integrados en una prenda elástica de forma que la capacidad eléctrica que se establece puede aproximarse a la siguiente expresión:

$$C_{\text{tórax}} = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{D}$$

donde ϵ_0 es la permitividad del vacío, ϵ_r es la permitividad relativa global del tórax, A es el área de los electrodos y D es la distancia entre los electrodos. De este modo, la capacidad eléctrica resultante estará afectada por los cambios de volumen en el tórax al respirar. Como la inspiración expande la cavidad torácica, en el instante de volumen pulmonar máximo la capacidad eléctrica es mínima y el instante de volumen pulmonar mínimo se corresponde a la máxima capacidad.

3.3. Etapa de acondicionamiento de señal

El elemento base de la etapa de captura de señal es un oscilador LC, formado por una bobina y un condensador (circuito tanque LC). Para el diseño del sensor se ha seleccionado el oscilador de Colpitts en la configuración de base común, debido a sus características de robustez. La Figura 1 muestra también un dibujo esquemático del oscilador. Su funcionamiento está basado en el intercambio de energía entre el condensador y la bobina. Este intercambio de energía genera una onda senoidal, la cual es mantenida en el tiempo gracias a un transistor bipolar, que realiza una retroalimentación y amplificación de la onda. La frecuencia de oscilación f_0 depende directamente del valor de inductancia de la bobina y las capacidades eléctricas según la siguiente ecuación:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{L \frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2}}}$$

La capacidad C_1 suele tener un valor muy inferior a $C_{\text{tórax}}$, por lo que no aparece en la expresión anterior. Sin embargo, se incluye en el diseño para asegurar la oscilación en aquellas situaciones en las que $C_{\text{tórax}}$ sea muy baja.

Los electrodos están conectados al oscilador mediante cables coaxiales. El voltaje de salida del oscilador, desacoplado mediante un amplificador operacional en la configuración de seguidor de tensión, se aplica a la malla metálica de los cables, ya que unos experimentos previos mostraron que este esquema reducía el ruido y aumentaba la sensibilidad. Finalmente, un operacional en la configuración de comparador convierte la onda senoidal en una onda cuadrada.

3.4. Unidad de Procesado

La Unidad de Procesado cuenta el número de flancos de subida de la señal cuadrada durante un periodo prefijado de tiempo (50 milisegundos), y a partir de estos datos, establece la frecuencia de oscilación instantánea del sensor capacitivo. En los experimentos realizados la frecuencia de oscilación está en el rango comprendido entre 400 kHz a 650 kHz. Para realizar la estimación del ritmo respiratorio, la frecuencia de oscilación instantánea se procesa mediante un algoritmo de cuatro etapas.

- En la primera etapa se realiza un filtrado paso de baja (Butterworth de cuarto orden y frecuencia de corte de 4 Hz) para suavizar la señal y eliminar las componentes de ruido.
- En la segunda etapa se fijan los instantes temporales correspondientes a los valores máximos y mínimos de la señal filtrada.
- En la tercera etapa se fijan los tiempos de inspiración y espiración instantáneos teniendo en cuenta que el instante de máximo volumen pulmonar se corresponde con un máximo en la frecuencia de oscilación y el instante de mínimo volumen pulmonar se corresponde con un mínimo en la frecuencia de oscilación.
- En la cuarta etapa, el ritmo respiratorio instantáneo se determina como el inverso del ciclo respiratorio

completo (tiempo de inspiración y tiempo de espiración) promediado durante un periodo de tiempo configurable.

3.5. Resultados de validación

El estudio de validación fue realizado sobre dos voluntarios jóvenes y aparente condición sana cuyas características antropométricas se muestran en la Tabla 1.

	Edad (años)	Estatura (cm)	Peso (kg)	Sexo
Voluntario 1	36	180	100	varón
Voluntario 2	43	172	80	varón

Tabla 1. Características antropométricas de los voluntarios participantes en el estudio.

Durante los experimentos los voluntarios realizaron una secuencia programada de actividades. En la primera fase de los experimentos el voluntario permaneció sentado. En un momento determinado, mantuvo la respiración durante 25 segundos, como muestra el máximo en el tiempo de inspiración. En una segunda fase el sujeto permaneció de pie y fue incrementando de forma secuencial y controlada el tiempo de inspiración y espiración. Este experimento fue repetido dos veces por cada uno de los voluntarios para un tiempo total de experimentación de 30 minutos. Las Figuras 2, 3 y 4 muestran a modo de ejemplo los tiempos de inspiración, de espiración y la frecuencia respiratoria obtenidas en uno de los experimentos realizados. La Figura 5 muestra un ejemplo de señal generada por la etapa de acondicionamiento de señal.

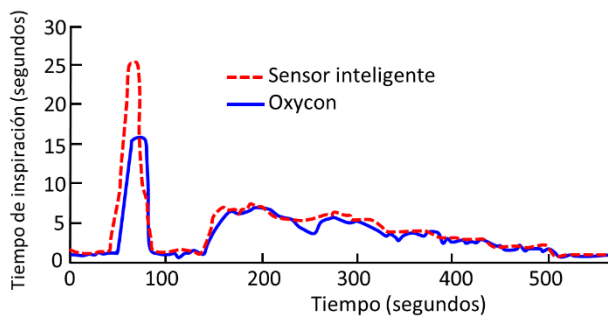


Figura 2. Tiempo de inspiración en uno de los experimentos del voluntario 1.

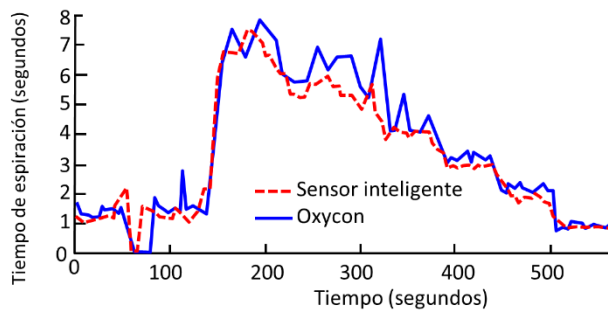


Figura 3. Tiempo de espiración en uno de los experimentos del voluntario 1.

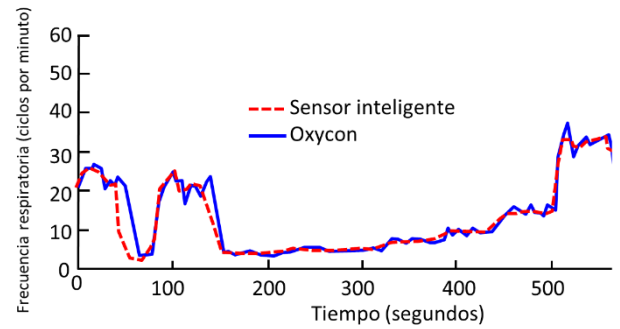


Figura 4. Frecuencia respiratoria en uno de los experimentos del voluntario 1.

La Tabla 2 muestra los resultados del análisis comparativo de las medidas del sensor capacitivo respecto del dispositivo de referencia para el tiempo de inspiración y el tiempo de espiración (en segundos) y la frecuencia respiratoria (en respiraciones por minuto o rpm).

	e_m	σ_e	r
Tiempo de inspiración	0.3 seg.	0.44 seg.	0.975
Tiempo de espiración	-0.41 seg.	0.5 seg.	0.975
Frecuencia respiratoria	0.01 rpm	0.97 rpm	0.995

Tabla 2. Resultados estadísticos del análisis comparativo (valor medio del error e_m , desviación estándar del error σ_e , coeficiente de correlación r). La significación estadística p fue inferior a 0.0005 en todas las variables).

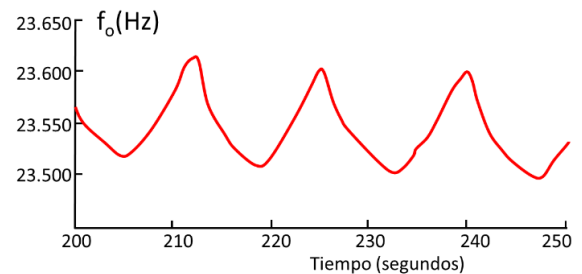


Figura 5. Variación de la frecuencia de oscilación en una ventana temporal del experimento del voluntario 1.

4. Discusión

Los resultados obtenidos en el análisis comparativo han puesto de manifiesto la viabilidad técnica y funcional del prototipo propuesto. Para el diseño del sensor se ha seleccionado el oscilador de Colpitts en la configuración de base común, debido a sus características de robustez. La Figura 1 muestra también un dibujo esquemático del oscilador. Además, en las condiciones del estudio realizado, el sensor propuesto ha mostrado en algunos casos mejores prestaciones respecto al sistema de referencia.

De acuerdo con los resultados obtenidos en esta primera evaluación, el sensor inteligente fue más preciso a la hora de estimar de forma instantánea los tiempos de inspiración

y espiración. Como puede observarse en la Figura 3, la duración del periodo durante el cual el voluntario mantuvo la respiración (inspiración) fue aproximada con bastante exactitud por el sensor inteligente (25 segundos). En cambio, el promedio realizado por el dispositivo de referencia impide alcanzar esta precisión.

Otro aspecto a destacar de los resultados obtenidos en este estudio preliminar ha sido la estabilidad de las estimaciones. Como puede observarse en la Figura 4 y en la segunda fase de los experimentos, la señal estimada por el sensor propuesto se aproxima a la señal en escalón prevista con una mayor estabilidad y un menor número de artefactos que el dispositivo de referencia.

Como valor añadido respecto del dispositivo de referencia, el sistema propuesto permite ofrecer una estimación en tiempo real del proceso respiratorio y su intensidad en cada momento, como muestra la señal de la Figura 5. La forma de onda proporciona información más detallada del proceso respiratorio, lo que puede ser de utilidad en diagnóstico y seguimiento de múltiples patologías.

Además, la prenda con el sensor inteligente fue mucho más cómoda para el sujeto que el dispositivo de referencia, el cual capta el ritmo respiratorio a través de una máscara que incluye un espirómetro. Como la frecuencia respiratoria está influenciada también por el sistema nervioso autónomo, el sentimiento de confinamiento e incomodidad resultante del sistema de captura de señal del patrón de referencia podría afectar de forma involuntaria a la respuesta respiratoria, circunstancia que evitaría el sensor propuesto.

5. Conclusión

El presente trabajo ha mostrado una descripción del diseño de una primera aproximación a un sensor inteligente portable para la monitorización del ritmo respiratorio. Los requisitos de diseño de dicho dispositivo han sido un bajo coste, una alta sensibilidad y un uso sencillo y no obstructivo para el paciente. Para tal fin, el sistema propuesto hace uso de tecnologías no intrusivas, de bajo coste y con alta sensibilidad de detección, mediante los principios de sensorización capacitiva de los osciladores LC.

También se ha mostrado una primera validación del sensor capacitivo mediante un estudio cuasi-experimental realizado sobre sujetos sanos en un entorno clínico controlado, empleando un sistema clínico de precisión como sistema de medida de referencia. Actualmente el sensor está siendo utilizado en una aplicación de monitorización de pacientes respiratorios, para la cual los autores están investigando nuevos algoritmos de procesado que permitan desacoplar las componentes de movimiento de la señal respiratoria, posibilitando así una detección robusta cuando el sujeto camina o hace los ejercicios de rehabilitación.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado en parte por la Fundación Progreso y Salud (Junta de Andalucía), bajo los proyectos PI-0010-2013 y PI-0041-2014, en parte por el Fondo de

Investigaciones Sanitarias, Instituto de Salud Carlos III, bajo los proyectos PI15/00306 y, DTS15/00195, y en parte por el CIBER-BBN bajo los proyectos INT-2-CARE, NeuroIBC, y ALBUMARK.

Referencias

- [1] Ambrosino N, Makhabah DN, Sutanto YS. Tele-medicine in respiratory diseases. *Multidisciplinary Respiratory Medicine*, vol 12, num 1, 2017 (ISSN: 1828-695X).
- [2] Noury, N., Perriot, B., Noury, N., Argod, J., Pepin, J.-L. Monitoring physical activities of COPD patients with a network of sensors, *IRBM*, vol 35, num 6, 2014, pp. 329-333 (ISSN: 1959-0318).
- [3] Cao Z, Zhu R, Que RY. A Wireless Portable System With Microsensors for Monitoring Respiratory Diseases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 59, num 12, 2012, pp 3110-3116 (ISSN: 0018-9294).
- [4] Heldt GP, Ward Iii RJ. Evaluation of Ultrasound-Based Sensor to Monitor Respiratory and Nonrespiratory Movement and Timing in Infants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 63, num 3, 2016, pp. 619-629 (ISSN: 0018-9294).
- [5] Ionescu CM, Copot D. Monitoring respiratory impedance by wearable sensor device: Protocol and methodology, *Biomedical Signal Processing and Control*, vol 36, 2017, pp. 57-62 (ISSN: 1746-8094).
- [6] Guo L, Berglin L, Wiklund U, Mattila H. Design of a garment-based sensing system for breathing monitoring. *Textile Research Journal*, vol 83, num 5, 2013, pp 499-509 (ISSN: 0040-5175).
- [7] Kranjec J, Begus S, Drnovsek J, Gersak G. Novel methods for noncontact heart rate measurement: A feasibility study. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol 63, num 4, 2014, pp 838-847 (ISSN: 0018-9456).
- [8] Massaroni C, Saccomandi P, Formica D, et al. Design and Feasibility Assessment of a Magnetic Resonance-Compatible Smart Textile Based on Fiber Bragg Grating Sensors for Respiratory Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, vol 16, num 22, 2016, pp 8103-8110 (ISSN: 1530-437X).
- [9] Ghasemzadeh H, Ostadabbas S, Guenterberg E, Pantelopoulos A. Wireless medical-embedded systems: A review of signal-processing techniques for classification. *IEEE Sensors Journal*, vol 13, 2013, pp. 423-437 (ISSN: 1530-437X).
- [10] White NM, Ash J, Wei Y, Akerman H. A Planar Respiration Sensor Based on a Capaciflector Structure. *IEEE Sensors Letters*, vol 1, num 4, 2017, pp 1-4 (ISSN: 2475-1472).
- [11] Kundu SK, Kumagai S, Sasaki M. A wearable capacitive sensor for monitoring human respiratory rate. *Japanese Journal of Applied Physics*, vol 52, 2013 (ISSN: 0021-4922).
- [12] Takano M, Yamagishi S, Ohmura T, Fukuoka Y, Ueno A. Non-Contact Simultaneous Measurements of Electrocardiogram and Respiratory Movements Using Capacitive Sheet Electrodes. *Advanced Biomedical Engineering*, vol 6, 2017, pp 28-36 (ISSN: 2187-5219).
- [13] Naranjo D, Roa L, Reina J, et al. Diseño e Implementación de un Sensor Inteligente para la Monitorización del Ritmo Respiratorio. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, San Sebastián, España, 2012.