

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL BLUETOOTH PARA MONITOREAR FRECUENCIA RESPIRATORIA

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A BLUETOOTH SUPERFICIAL ELECTROMYOGRAPHY SYSTEM FOR RESPIRATORY RATE MONITORING

Norma Patricia Correa Ramírez

Tecnológico Nacional de México / IT de Oaxaca, México
16160476@itoaxaca.edu.mx

Josué Hueto López

Tecnológico Nacional de México / IT de Oaxaca, México
15160559@itoaxaca.edu.mx

Aldo Eleazar Pérez Ramos

Tecnológico Nacional de México / IT de Oaxaca, México
dr.aldo@itoaxaca.edu.mx

Javier Ezequiel Fuentes García

Tecnológico Nacional de México / IT de Oaxaca, México
jefuentesg@itoaxaca.edu.mx

Yesenia González Guzmán

Tecnológico Nacional de México / IT de Oaxaca, México
yesenia.gonzalez@itoaxaca.edu.mx

Juan José Martínez Caballero

Tecnológico Nacional de México / IT de Oaxaca, México
juan.martinez@itoaxaca.edu.mx

Recepción: 25/noviembre/2022

Aceptación: 8/abril/2023

Resumen

Recientemente, trabajos de investigación sugieren que el monitoreo continuo de la frecuencia respiratoria (FR) por medio sistemas biomédicos de contacto permitiría la detección oportuna de enfermedades cardíacas, respiratorias, apnea del sueño, entre otras. Sin embargo, los sistemas propuestos son costosos y de diseño complejos. Además, se enfocan hacia el monitoreo de pacientes dentro de hospitales o clínicas. En este artículo se presenta el diseño de un de sistema

biomédico Bluetooth de baja complejidad para monitorear FR de personas en entornos domésticos. El sistema propuesto digitaliza señales de electromiografía superficial (sEMG) y de electrocardiografía (ECG), las transmite hacia un dispositivo recolector en donde las procesa digitalmente para determinar la FR. El funcionamiento del sistema fue evaluado en laboratorio y en un ambiente doméstico. La FR determinada por el sistema propuesto se comparó minuto a minuto con un método de referencia. Los resultados ratifican el correcto funcionamiento del sistema propuesto en ambientes con ruido eléctrico.

Palabras Clave: Electromiografía, electrocardiografía, frecuencia respiratoria, PIC16F.

Abstract

Recently, research works have shown that continuous monitoring of respiratory rate (RR) through contact biomedical systems would allow timely detection of heart, respiratory, and sleep apnea diseases, among others. However, proposed systems are expensive and design complex. In addition, these systems are focused on monitoring patients within hospitals or clinics. This article presents the design of a low complex Bluetooth biomedical system to monitor RR of people in domestic environments. The proposed system digitizes surface electromyography (sEMG) and electrocardiography (ECG) signals, transmits them to a collecting device where these signals are digitally processed to determine RR. The system's performance was evaluated in laboratory and domestic environment. The RR determined by the proposed system was compared minute by minute with a reference method. The results ratify the correct functioning of the proposed system in environments with electrical noise.

Keywords: *Electrocardiography, electromyography, PIC16F, respiratory rate.*

1. Introducción

Existen diferentes tipos de señales biomédicas que entregan información del estado de salud de las personas. Sin embargo, trabajos recientes han demostrado que el monitoreo de la frecuencia respiratoria (FR) ha cobrado relevancia. Los

autores de los trabajos [Nicolò, 2020] y [Rolfe, 2019] señalan que el monitoreo continuo de la FR permite detectar oportunamente:

- Eventos patológicos (p.ej. eventos cardiacos adversos, enfermedades respiratorias graves, deterioro clínico).
- Apnea del sueño.
- Estresores, incluyendo estrés emocional, carga cognitiva.
- Esfuerzo físico y fatiga, entre otros.

Normalmente el monitoreo de la FR se realiza utilizando técnicas y/o sistemas que requieren mantener contacto con la persona bajo medición (PBM) y aquellos denominados sin contacto. Una de las técnicas sin contacto más utilizadas es contar manualmente el número de respiraciones de la PBM durante algunos minutos. Esta técnica es sencilla de implementar cuando el tiempo de la medición son unos cuantos minutos, pero se vuelve compleja cuando se requiere un monitoreo continuo. Es importante mencionar que, a pesar de las importantes limitaciones, esta técnica sigue utilizándose como el método de referencia [Nicolò, 2020].

Con respecto a los sistemas electrónicos sin contacto, tienen la capacidad de realizar mediciones desde una distancia segura, [Hernandez-Aguila, 2022] y [Hill, 2018]. No obstante, suelen ser voluminosos y se colocan en soportes fijos, por lo que no se podrían utilizar en sistemas de monitoreo continuo de la FR.

Con respecto a los sistemas electrónicos de contacto, estos permiten un seguimiento continuo durante varias horas e incluso días. Por ejemplo, las pulseras, relojes y otros dispositivos vestibles dotados con sensores optoelectrónicos, digitalizan señales de fotopletismografía y mediante el procesamiento digital de estas señales obtienen valores de FR. Sin embargo, factores como los patrones de respiración, la perfusión de la zona bajo medición, el movimiento del cuerpo provoca errores en las mediciones [Charlton, 2017].

Adicionalmente, se han propuesto sistemas de monitoreo de seguimiento continuo que utilizan agrupamientos de sensores piezoeléctricos y sensores inerciales colocados en el tórax para registrar los movimientos relacionados con la respiración. Los autores en [Subbe, 2018] reportan resultados prometedores de pruebas

experimentales realizadas a personas bajo medición (PBM) en ambientes de interiores controlados durante varios minutos. Sin embargo, este sistema no está disponible comercialmente y no se reportan evaluaciones en entornos domésticos. También existen propuestas de sistemas que adquieren y digitalizan señales de electromiografía superficial (sEMG por sus siglas en inglés) provenientes de electrodos colocados sobre los músculos respiratorios, [Ràfols-de-Urquía, 2018]. Los resultados de las pruebas experimentales realizadas a PBM en ambientes de interiores controlados son satisfactorios. Sin embargo, no se reportan evaluaciones en ambientes domésticos, los dispositivos empleados son de difícil acceso y no consideran su conexión hacia una plataforma IoT.

En este trabajo, se presenta el diseño de un sistema biomédico Bluetooth de baja energía (BLE por sus siglas en inglés) para monitorear la FR de personas en ambientes de interiores. Es importante mencionar que a diferencia de los trabajos de [Subbe, 2018] y [Ràfols-de-Urquía, 2018], el sistema propuesto está diseñado con componentes electrónicos asequibles y puede determinar la FR en el hogar a pesar del ruido eléctrico generado por aparatos electrónicos y electrodomésticos cercanos al prototipo.

2. Métodos

Hardware del sistema de electromiografía superficial BLE

El sistema consta de dos elementos: 1) un sistema embebido BLE que digitaliza señales de electromiografía superficial (sEMG) y de electrocardiografía (ECG); y 2) un módulo externo BLE en donde se ejecutan algoritmos para recibir, almacenar, procesar y desplegar gráficamente estas señales biomédicas.

En este módulo externo también se ejecutan algoritmos de procesamiento digital para calcular la frecuencia respiratoria (FR) a partir de las muestras de las señales recibidas.

Sistema embebido BLE

Este sistema consta de cuatro unidades fundamentales: potencia, adquisición de señales biomédicas, control lógico y comunicaciones:

- La unidad de potencia consiste en un banco de 4 baterías AA recargables modelo NH15BP conectadas en serie. Esta unidad entrega 4.8 V con una corriente máxima de 2300 mAh.
- La unidad de adquisición de señales biomédicas la conforman electrodos superficiales de Ag/AgCl modelo t716 de la compañía Bio Protech, un cable para electrodos (2 electrodos de medición y 1 electrodo DRL) modelo MIKROE-2457 y la tarjeta de desarrollo EMG-click modelo MIKROE-2621. En [Mikroe-EMG, 2022] se presenta el diagrama de bloques de los circuitos amplificadores y filtros que contiene la tarjeta, así como una descripción detallada del funcionamiento de cada uno de estos bloques.
- La unidad de control lógico es el microcontrolador PIC16F19176 montado sobre la tarjeta de desarrollo DM164136 de Microchip es la unidad de control. El PIC tiene una capacidad de procesamiento de 8 millones de instrucciones por segundo (MIPS) funcionando a 32 MHz. Además, posee pines de entrada/salida digital, interfaces de comunicación serial (I2C, SPI, EUSART) y más de 10 canales analógicos conectados a un CAD de 12 bits. Posee 28 KB de memoria de instrucciones y 2 KB de memoria de datos, suficiente para almacenar el firmware del prototipo.
- La unidad de comunicaciones es el módulo RN4870 de Microchip, el cual tiene implementados los protocolos de comunicación y los roles de la versión 4.1. El rol de “dispositivo periférico” fue programado en el prototipo para establecer un enlace de comunicación bidireccional BLE con dispositivos externos. Adicionalmente, se utilizaron los modos de operación (comandos y datos) para configurar y establecer una comunicación de “UART transparente” con dispositivos BLE, facilitando la transferencia de datos. Por último, es importante señalar que la potencia de transmisión es configurable desde -25 dBm a 0 dBm, la ganancia de la antena es fija de +2 dBi, la sensibilidad del receptor es de -90 dBm y la emisión de señales en la banda Industrial Científica y Médica (ISM por sus siglas en inglés) de 2.4 GHz, habilitan un enlace de comunicaciones con un radio de cobertura de 10 m en un entorno de interiores.

Módulo externo BLE

Por otra parte, el hardware del módulo externo BLE está formado por una computadora personal con un módulo RN4870 conectado. Las características de esta computadora personal son las siguientes: Laptop Marca Asus con Windows 10 Home Single, procesador AMD Ryzen 5 con 8 GB de RAM.

En la figura 1 se presentan los componentes electrónicos del prototipo propuesto y los buses de comunicación utilizados.

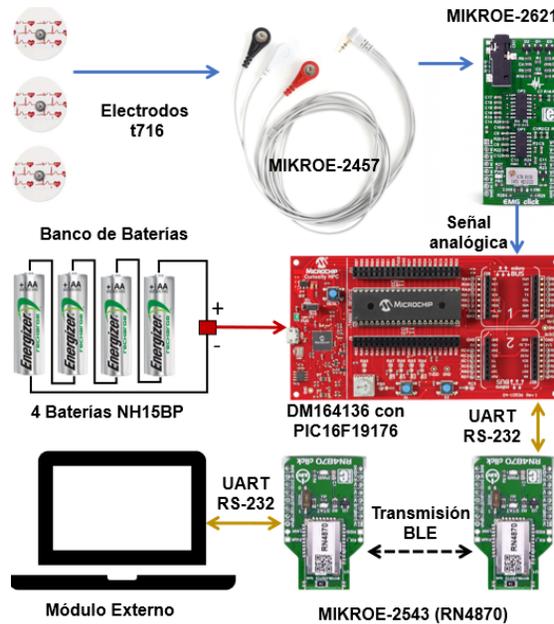


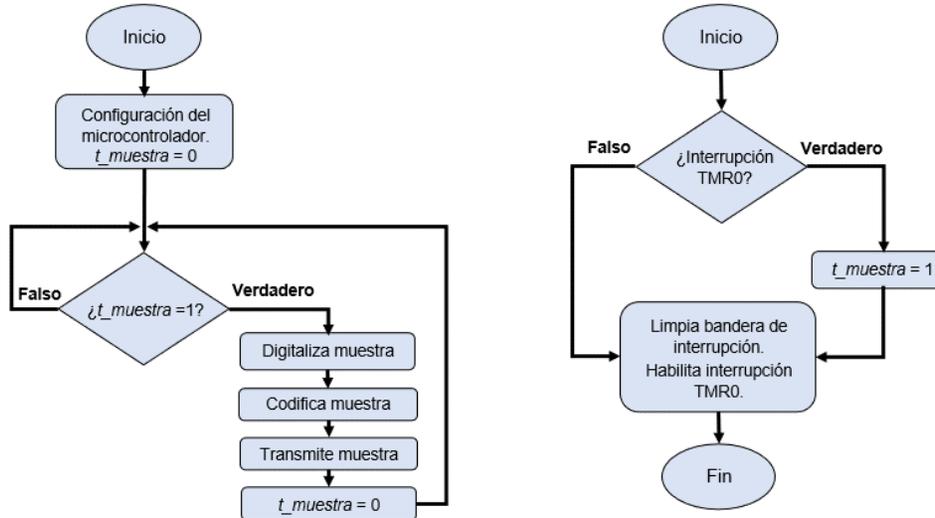
Figura 1 Elementos del sistema de electromiografía superficial BLE propuesto.

Firmware del sistema embebido BLE

El código fuente del sistema embebido BLE ejecuta las funciones necesarias para digitalizar, preparar y transmitir hacia el módulo RN4870 las muestras de señales biomédicas obtenidas de la persona bajo medición (PBM). Los diagramas de flujo del programa principal y de la rutina de servicio a la interrupción, programados en el microcontrolador PIC16F19176 se presentan en la figura 2.

El diagrama de flujo del programa principal presentado en la figura 2a muestra que, en primer término, se programaron la palabra de configuración del microcontrolador, los registros de control de los periféricos y las variables utilizadas en el firmware. En segundo término, la lógica del programa evalúa la variable global $t_muestra$ en un

ciclo infinito. Cuando el valor de $t_muestra$ es diferente de cero, se ejecutan los procesos de digitalización de la muestra, su codificación a formato ASCII y su transmisión hacia el módulo RN4870. Una vez terminados estos procesos el valor de $t_muestra$ se cambia a cero.



a) Diagrama de flujo del programa principal. b) Diagrama de flujo de la función de interrupción.

Figura 2 Diagramas de flujo del firmware del sistema embebido BLE.

Analizando a detalle los procesos anteriores, se puede observar en la figura 2b que la variable $t_muestra$ cambia a un valor diferente de cero dentro de la rutina de servicio a la interrupción programada. Dicha rutina se ejecuta cuando se desborda el registro TMR0 del Timer0 configurado en modo de 16 bits. Es importante mencionar que la frecuencia de desbordamiento del registro TMR0 y la interrupción asociada representan la frecuencia de muestreo (f_{smp}) del sistema embebido BLE. Los valores de los registros involucrados para habilitar una f_{smp} de 250 Hz y 2,000 Hz se muestran en la tabla 1.

En lo que respecta al proceso de digitalización de la señal biomédica, se configuró el convertidor analógico digital (CAD) con los valores presentados en la tabla 1. El CAD funciona en modo simple con una tasa de conversión de un bit cada microsegundo, con una resolución de 12 bits por muestra, entregando los resultados de la conversión con justificación a la derecha y tomando en cuenta el voltaje de referencia igual al voltaje de alimentación.

Tabla 1 Programación de registros internos del PIC16F19176.

Palabra de configuración del microcontrolador				
CONFIG1 = 3FE8H; CONFIG2 = 3FFFH; CONFIG3 = 3FFFH; CONFIG4 = 3FFFH				
Valores en los registros de los módulos internos asociados				
PORTS	Timer0	ADC	EUSART	INTERRUPT
RX1PPS = 17H RC6PPS = 0DH ANSELA = 02H ANSELB = 00H ANSELC = 00H TRISA = 02H TRISB = 00H TRISC = 80H PORTA = 00H PORTB = 00H PORTC = 00H	$f_{smp} = 2000 \text{ Hz}$ T0CON0 = 90H T0CON1 = 54H TMR0H = FFH TMR0L = 05H <hr/> $f_{smp} = 250 \text{ Hz}$ T0CON0 = 90H T0CON1 = 58H TMR0H = FFH TMR0L = 82H	ADCON0 = 85H ADCON2 = 00H ADCLK = 0FH ADREF = 00H ADPCH = 02H ADACQ = 03H	TX1STA = 26H RC1STA = 98H BAUD1CON = 08H SP1BRG = 44H SP1BRGH = 00H	<u>Bits de los registros</u> PIR0.TMR0IF = 0 PIE0.TMR0IE = 1 INTCON.PEIE = 1 INTCON.GIE = 1

Por otro lado, la codificación de la muestra consistió en convertir su valor binario en caracteres ASCII que representan su valor en hexadecimal. Además, se agregó un byte delimitador de muestra. Por ejemplo, una muestra con valor binario de '0000 1010 0101 0111b' se convirtió a un dato '0A57H' y después se codificó a símbolos ASCII de la siguiente forma: '0' → '0011 0000b', 'A' → '0100 0001b', '5' → '0011 0101b', '7' → '0011 0111b', más el delimitador de muestra '0000 1101'. La codificación a símbolos ASCII habilitó una comunicación continua sin interrupciones entre el microcontrolador y el módulo RN4870.

La transmisión serial de las muestras hacia el módulo RN4870 se llevó a cabo utilizando el transmisor-receptor universal síncrono-asíncrono del microcontrolador (EUSART por sus siglas en inglés). Este EUSART se configuró como un puerto serial asíncrono con transmisiones de datos a una velocidad de 115,200 baudios por segundo (bps), con 8 bits de datos, 1 bit de inicio, 1 bit de paro, sin control de flujo.

Finalmente, en la tabla 1 se presentan los valores programados en los registros de las puertas A, B y C. Con estos valores se configuraron los pines de entrada-salida digital de propósito general, el pin de entrada analógica (RA2) y los pines utilizados para la transmisión y recepción del módulo EUSART. Es importante mencionar que los valores presentados en la tabla 1 pueden ser utilizados para replicar el sistema embebido BLE propuesto en este trabajo.

Interfaz gráfica de usuario del módulo externo BLE

El programa implementado en el módulo externo es una interfaz gráfica de usuario (GUI por sus siglas en inglés) desarrollada en MATLAB. La GUI puede activar la recepción de paquetes con las muestras de las señales de sEMG y ECG. Además, tiene los algoritmos para decodificar, procesar, graficar las señales biomédicas y presentar el valor de FR cada minuto y una FR promedio. En la figura 3 se presenta una imagen de la GUI diseñada mostrando 10 segundos de una señal de ECG.

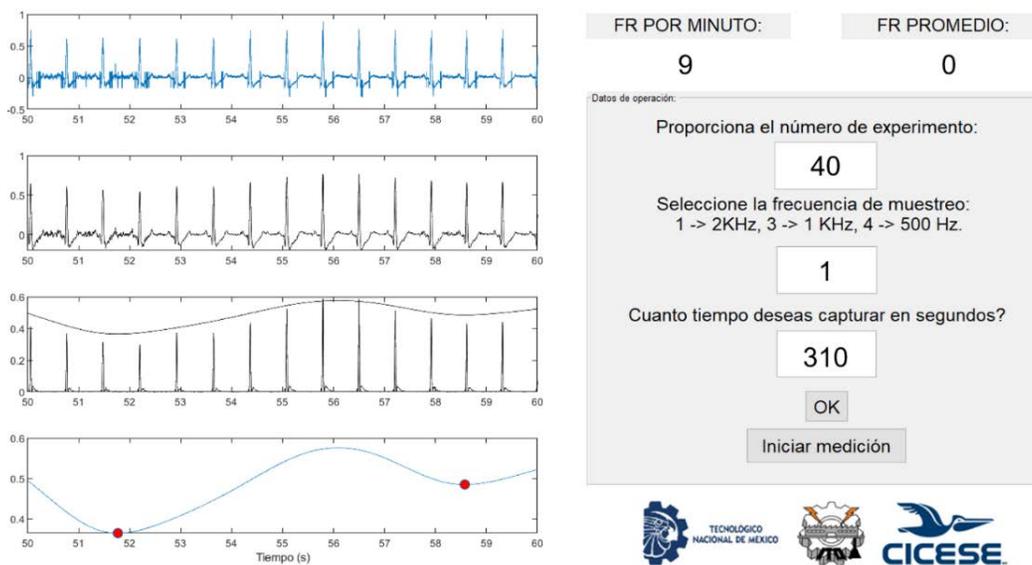


Figura 3 Interfaz gráfica de usuario del sistema de monitoreo de frecuencia respiratoria.

Con respecto a la obtención de la FR por minuto, se programaron dos métodos en el módulo externo: 1) FR-sEMG y 2) FR-ECG. Es importante mencionar que ambas señales pueden ser digitalizadas con el sistema embebido, esto por la flexibilidad en el diseño de la unidad de adquisición de señales biomédicas EMG-Click.

En la figura 4 se presenta el diagrama de flujo del programa para calcular la FR utilizando el método FR-sEMG.

El bloque 1 del diagrama hace referencia a los valores ingresados por el usuario en la GUI: número de experimento, frecuencia de muestreo y tiempo total de captura. El bloque 2 se ejecuta una vez que el usuario presiona el botón "iniciar medición". El flujo del programa avanza al bloque 3 siempre y cuando se reciban paquetes

transmitidos por el sistema embebido BLE. El bloque 4 verifica que se hayan recibido todas las muestras correspondientes al tiempo total de captura. Por ejemplo, si la frecuencia de muestreo seleccionada es 2,000 Hz y el tiempo total de captura es de 60 segundos, entonces se esperan recibir 120,000 paquetes, cada uno con la muestra codificada en ASCII.

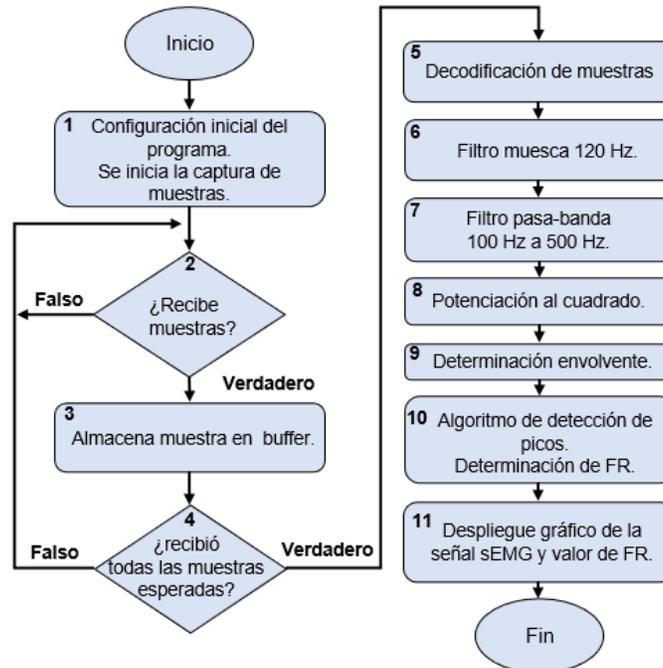


Figura 4 Diagrama de flujo del método FR-sEMG programado en el módulo externo.

En el bloque 5 los paquetes con los 4 caracteres ASCII de 8 bits recibidos se decodifican para obtener el valor en decimal de cada muestra. El bloque 6 aplica un filtro digital de “muesca” Butterworth de orden 3 con frecuencia inferior de 115 Hz y frecuencia superior de 125 Hz, [Elgendi, 2020]. Este filtro se utiliza para eliminar el ruido generado por el segundo armónico de la línea de potencia de 60 Hz. La señal resultante se procesa en el bloque 7 con un filtro “pasa-banda” Butterworth de orden 3 con frecuencia inferior de 100 Hz y frecuencia superior de 500 Hz, [Elgendi, 2020]. La mayoría de las componentes espectrales de las señales EMG superficiales se ubican en este intervalo de frecuencias. En los bloques 8 y 9 la señal filtrada se eleva al cuadrado y por medio de la función *envelope* (*peak*) de MATLAB se obtiene una envolvente suavizada con picos y valles definidos. Las características de la

envolvente permiten aplicar un algoritmo simple de detección y cuenta de picos (bloque 10) que permite determinar la FR. Es importante mencionar que en este método los picos de la envolvente representan las respiraciones realizadas por la PBM, esto como una consecuencia de la contracción de los músculos respiratorios en la fase inspiratoria. Finalmente, en el bloque 11 se ejecuta el código para graficar las señales biomédicas recibidas en el intervalo de tiempo seleccionado por el usuario y se presentan los valores calculados de FR por minuto y FR promedio. Por otro lado, en la figura 5 se presenta el diagrama de flujo del programa para calcular la frecuencia respiratoria utilizando el método FR-ECG.

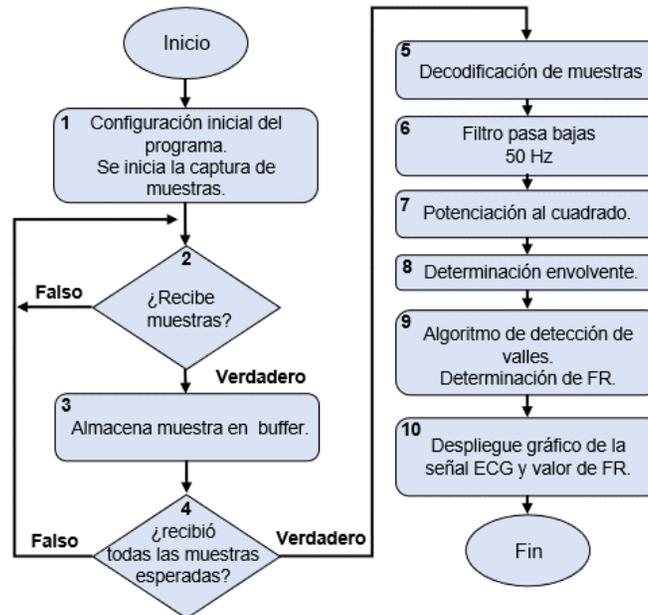


Figura 5 Diagrama de flujo del método FR-ECG programado en el módulo externo.

Los bloques 1 al 5 ejecutan las mismas acciones descritas en el método anterior. El bloque 6 implementa un filtro “pasa-bandas” Butterworth de tercer orden con frecuencia inferior de 0.5 Hz y frecuencia superior de 50 Hz, [Elgendi, 2020]. Con este filtro se eliminan las señales de ruido generadas por la red eléctrica de 60 Hz y las componentes espectrales de alta frecuencia de las señales sEMG. Los bloques 7 y 8 elevan al cuadrado la señal filtrada y se obtiene una envolvente suavizada con picos y valles definidos. En el bloque 9 se ejecuta un algoritmo simple para detectar y contar los valles de la envolvente. En este método se implementa un algoritmo

para detectar valles porque la amplitud de la componente R del complejo QRS de la señal de ECG se reduce en la fase inspiratoria, esto como consecuencia del incremento de la impedancia intratorácica. Finalmente, en el bloque 10 se ejecuta el código para graficar las señales de ECG recibidas en el intervalo de tiempo seleccionado por el usuario y se presentan los valores calculados de FR por minuto y FR promedio.

Evaluación del sistema de electromiografía superficial BLE

El funcionamiento del sistema propuesto se evaluó con una persona bajo medición (PBM) saludable con características físicas resumidas en la tabla 2.

Tabla 2 Características físicas de la persona bajo medición (PBM).

Edad	40
Genero	Masculino
Peso	90 kg
Estatura	1.70

En [Maarsingh, 2000] se menciona que los músculos respiratorios intercostales externos y del diafragma efectúan entre el 60% al 80% del trabajo total de la fase inspiratoria, motivo por el cual se seleccionaron los músculos del diafragma para colocar los electrodos del sistema tal y como se muestra en la figura 6.

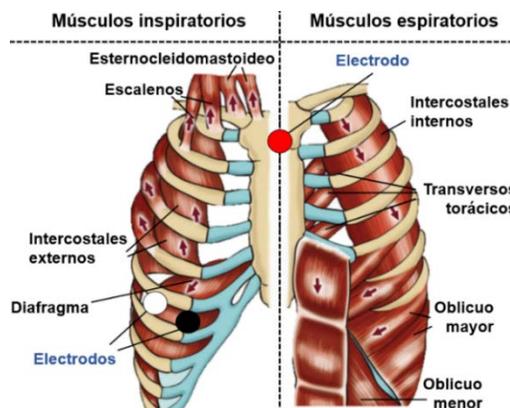


Figura 6 Ubicación de los electrodos de medición en la PBM.

Con respecto a las zonas en donde se realizaron las mediciones, estas fueron entornos de interiores controlados y no controlados. El laboratorio de Internet de las

Cosas del CICESE Monterrey fue utilizado como un entorno de interiores controlado. Durante las mediciones el sistema embebido BLE se colocó encima de un tapete antiestático, el módulo externo se mantuvo a una distancia de 5 metros y los equipos de laboratorio cercanos al sistema se mantuvieron desconectados de las líneas de corriente. Adicionalmente, la PBM permaneció sentada en una silla de escritorio durante todas las mediciones.

Por otro lado, el área de comedor de una vivienda pequeña fue seleccionada como la zona de pruebas en un entorno de interiores no controlado (doméstico). En este escenario el sistema embebido BLE se colocó encima de una mesa de madera, el módulo externo a tres metros de distancia y la PBM permaneció sentada en una silla durante las mediciones. Es importante mencionar que los aparatos electrónicos y electrodomésticos cercanos permanecieron funcionando sin restricciones.

El sistema embebido BLE se configuró con una f_{smp} de 2,000 Hz utilizando los valores presentados en la tabla 1. Se conoce que las señales de sEMG tienen componentes espectrales dentro del intervalo de frecuencias de 2 a 600 Hz y las señales de ECG entre los 0.5 a 50 Hz. Por lo tanto, esta f_{smp} es suficiente para digitalizar ambas señales al cumplir con el criterio de Nyquist [Kester, 2009].

Finalmente, una vez colocados los electrodos sobre los músculos respiratorios de la PBM, se energizó el sistema y se realizaron pruebas para ajustar el nivel de voltaje de la señal analógica de salida de la tarjeta EMG Click. Una vez finalizado este ajuste, se procedió a realizar mediciones de las señales biomédicas en periodos de 300 segundos. Es importante mencionar que, en ambos escenarios de medición, una persona de apoyo contabilizó manualmente las respiraciones de la PBM. Esta información fue utilizada para realizar las comparaciones entre los resultados entregados por el sistema propuesto y aquellos obtenidos con un método de referencia ampliamente utilizado.

3. Resultados

En la figura 7 se presentan solo 60 segundos de la medición realizada a la PBM en un ambiente de interiores controlado utilizando el método FR-sEMG. En la figura 7a se muestra la señal biomédica digitalizada sin procesar. En la figura 7b se presenta

la señal después de aplicar el filtro de muesca y el filtro “pasa-banda” (100-500 Hz). En la figura 7c se grafica la señal elevada al cuadrado y la señal de envolvente obtenida después de aplicar la función *envelope* de MATLAB. Finalmente, en la figura 7d se presentan las marcas de los picos detectados por el algoritmo propuesto. Cuando aplicamos este método los picos de la envolvente representan las respiraciones de la PBM. Además, en la figura 7 se puede observar claramente una de las respiraciones profundas (señal con mayor amplitud) realizadas durante el periodo de medición.

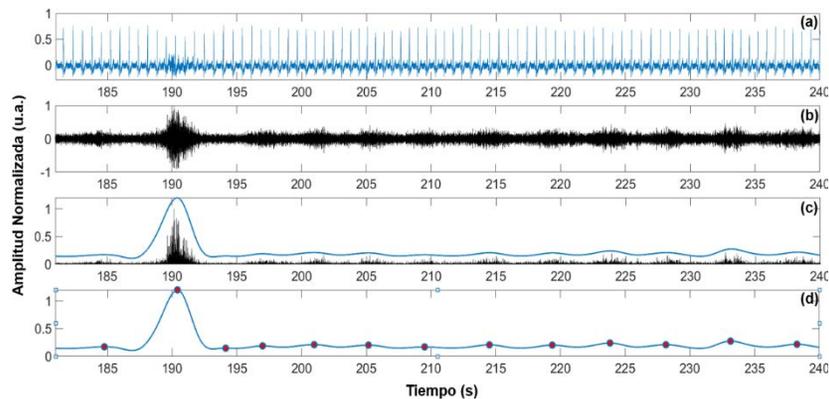


Figura 7 Señal biomédica de la PBM procesada con FR-sEMG, ambiente controlado.

En la figura 8 se presenta la señal biomédica sin procesar y procesada utilizando el método FR-ECG. En la figura 8a se presenta la señal biomédica sin procesar obtenida de la PBM en un ambiente de interiores controlado. En la figura 8b se presenta la señal después de aplicar el filtro “pasa-banda” de 0.5 a 50 Hz. La figura 8c muestra la señal biomédica elevada al cuadrado, así como su envolvente. Finalmente, en la figura 8d se presentan las marcas de los valles detectados por el algoritmo propuesto. Como se mencionó anteriormente, cuando aplicamos este método los valles de la envolvente representan las respiraciones de la PBM. Los valles representan las respiraciones de la PBM como consecuencia de la disminución de amplitud de los picos R de las señales de ECG en la fase inspiratoria. Con respecto a la determinación de la FR, el sistema de electromiografía superficial utilizando ambos métodos determinaron el valor de 61 respiraciones en un periodo de medición de 300 segundos. Este valor coincide con la cuenta manual (método

de referencia). Sin embargo, analizando las FR minuto por minuto se pueden observar ligeras diferencias entre los métodos con respecto al método de referencia, esta información se presenta a detalle en la tabla 3.

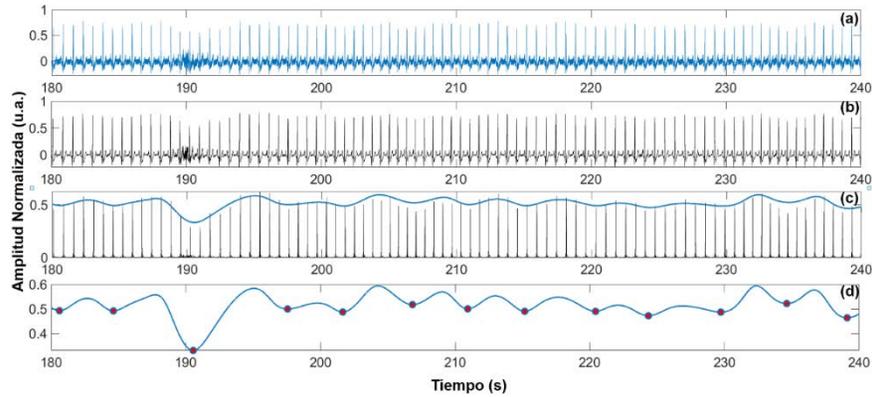


Figura 8 Señal biomédica de la PBM procesada con FR-ECG, ambiente controlado.

Tabla 3 Frecuencia respiratoria por minuto (FRM) de la PBM – interior controlado.

Intervalos de Tiempo (s)	Manual	FR-sEMG	FR-ECG
0-60	11	12	11
61-120	12	11	12
121-180	13	13	13
181-240	13	13	13
241-300	12	12	12
Total	61	61	61

Por otra parte, en las figuras 9 y 10 se presenta la señal biomédica de la PBM obtenida por el sistema propuesto en el ambiente doméstico.

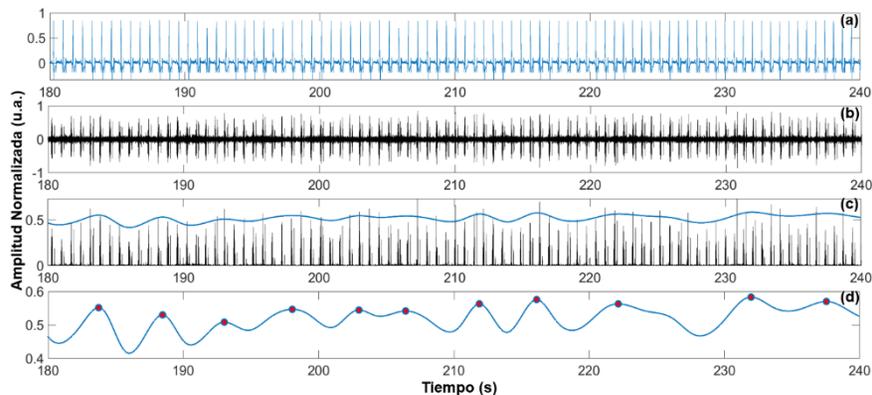


Figura 9 Señal biomédica de la PBM procesada con FR-sEMG, ambiente NO controlado.

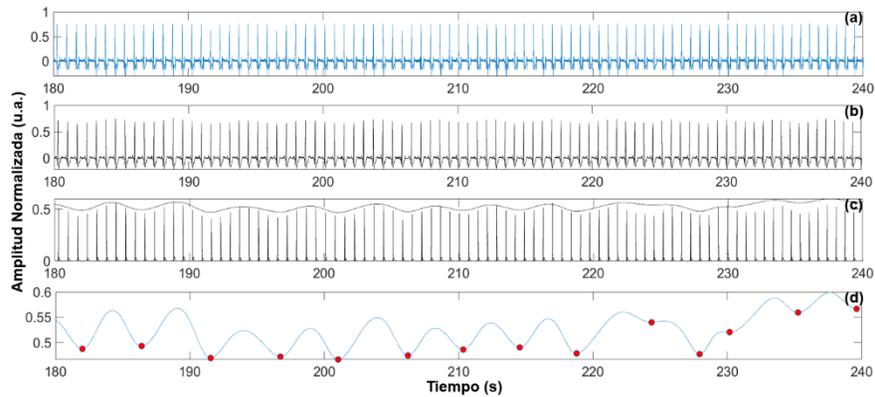


Figura 10 Señal biomédica de la PBM procesada con FR-ECG, ambiente NO controlado.

En la figura 9a y figura 10a se presentan 60 segundos de la señal sin procesamiento. En las figuras 9b a 9d se muestran las señales procesadas por el método FR-sEMG. En estas figuras se puede observar que el sistema propuesto no fue capaz de eliminar el ruido eléctrico añadido en la señal biomédica. Se tiene la hipótesis que ajustando las frecuencias de corte inferior y superior de los filtros se podría disminuir el ruido eléctrico generado por los dispositivos electrónicos y/o electrodomésticos cercanos al prototipo. Sin embargo, esto podría volver complejo el uso del sistema de electromiografía superficial utilizando el método FR-sEMG, debido a que continuamente tendrán que ajustarse estos parámetros conforme cambien las condiciones de ruido eléctrico en los ambientes domésticos.

En figura 10 se presenta la señal biomédica procesada con el método FR-ECG. En este caso la figura 10b muestra una señal de ECG limpia sin rastro de ruido eléctrico. Además, la envolvente de la señal muestra valles definidos y que coinciden con la disminución de amplitud del pico R de la señal de ECG, esto facilita la determinación de la FR por parte del algoritmo de detección de valles.

Con respecto a las respiraciones realizadas durante la medición de 300 segundos, se contabilizaron manualmente 60 respiraciones, no obstante, el sistema funcionando con el método FR-sEMG registró solo 55 respiraciones. Por otro lado, el sistema propuesto ejecutando el método FR-ECG determinó que la PBM realizó 60 respiraciones. La tabla 4 muestra las respiraciones minuto por minuto registradas por los tres métodos. Finalmente, durante todas las pruebas no se presentaron pérdidas de datos en el enlace BLE, por lo que también se valida su capacidad de

conexión del sistema embebido y el módulo externo BLE en un entorno de interiores doméstico.

Tabla 4 Frecuencia respiratoria por minuto (FRM) de la PBM - interior no controlado.

Intervalos de Tiempo (s)	Manual	FR-sEMG	FR-ECG
0-60	10	10	10
61-120	10	11	10
121-180	14	12	14
181-240	14	11	14
241-300	12	11	12
Total	60	55	60

4. Discusión

El sistema de electromiografía superficial Bluetooth que se presenta en este trabajo es una primera versión de un sistema especialmente diseñado para monitorear la frecuencia respiratoria (FR) de personas en entornos domésticos.

Recientemente se ha reportado que el monitoreo y procesamiento de este signo vital con algoritmos de predicción apropiados, se utiliza para detectar oportunamente patologías cardíacas y respiratorias, mala calidad de sueño, estrés emocional, carga cognitiva, fatiga, etc. Sin embargo, encontramos que los sistemas de monitoreo inalámbrico reportados hasta la fecha no están disponibles comercialmente y no existe información suficiente para replicarlos. Además, estos sistemas no han sido evaluados en ambientes domésticos y no consideran su conexión hacia una plataforma de monitoreo remota. En este sentido, el sistema de electromiografía superficial propuesto en este trabajo utiliza componentes electrónicos asequibles, proporciona información clave para replicarlo y cuenta con interfaces de comunicación para conectarlo a sistemas externos.

Analizando el funcionamiento del sistema embebido BLE, este puede configurarse con una f_{smp} máxima de 2,000 Hz. Esta f_{smp} está limitada por la velocidad máxima del bus de comunicación serial entre el microcontrolador y el RN4870 (i.e. 115,200 bps), así también por los 5 bytes transmitidos de la muestra codificada en ASCII. En este aspecto, se deja como trabajo a futuro la implementación de un algoritmo de codificación que entregue una menor cantidad de bytes por muestra codificada, sin que esto comprometa el flujo continuo de la comunicación.

Por otro lado, el desarrollo de mediciones en un ambiente de laboratorio (entorno controlado) permitió validar el funcionamiento del sistema propuesto, así como su capacidad para determinar correctamente la FR. Solo un par de errores se presentaron en los primeros dos minutos de la prueba, al ejecutar el método FR-sEMG. Se tiene la hipótesis que estos errores surgieron porque en una de las respiraciones realizadas por la PBM sus músculos respiratorios no ejercieron la fuerza suficiente para que la unidad de adquisición de señales biomédicas pudiera detectarla. Es importante mencionar que se requiere ajustar esta unidad y/o agregar un método adicional que realice una amplificación selectiva en frecuencia, esto para aumentar la magnitud de las componentes espectrales relacionadas con la fuerza ejercida por los músculos respiratorios en la fase inspiratoria.

Los resultados de la evaluación del sistema en un entorno doméstico, presentados en la tabla 4, permiten confirmar que el método FR-sEMG es altamente susceptible al ruido y también a las respiraciones débiles por parte de la PBM. No se detectaron 5 respiraciones durante la medición de 300 segundos. Revisando la tabla 4, esto no sucede cuando el sistema propuesto utiliza el método FR-ECG, el cual, a pesar del ruido agregado por el entorno doméstico, pudo identificar correctamente todas las respiraciones en cada uno de los minutos de la prueba. Finalmente, durante todas las pruebas no se presentaron pérdidas de datos en el enlace BLE, por lo que también se valida su capacidad de conexión en un entorno de interiores.

5. Conclusiones

En este trabajo se presentó el diseño e implementación de un prototipo de sistema de electromiografía superficial inalámbrico especialmente diseñado para monitorear frecuencia respiratoria (FR) en ambientes de interiores. El sistema propuesto se evaluó con una PBM en un ambiente de laboratorio y en un ambiente doméstico. Los valores de FR entregados por el sistema propuesto se compararon minuto a minuto con un método de referencia. Los resultados demuestran que el sistema funcionando con el método FR-ECG entrega los mismos valores que el método de referencia en un ambiente con ruido eléctrico generado por dispositivos electrónicos y electrodomésticos.

Adicionalmente, con las pruebas de funcionamiento realizadas se identificaron algunas áreas de oportunidad y trabajo a futuro. Por ejemplo, 1) se propone como trabajo a futuro el diseño y construcción de una tarjeta de circuito impreso (PCB) con pequeño factor de forma que contenga todas las unidades del sistema para habilitar el monitoreo continuo con una PBM en movimiento; 2) Cambiar el microcontrolador PIC16F por uno con mayor capacidad de cómputo, memoria y conectividad que permitan la ejecución de algoritmos de procesamiento como FR-sEMG y FR-ECG en el sistema embebido BLE, esto habilitaría un modo de funcionamiento independiente del módulo externo con conexión directa hacia el Internet. Por último, se espera evaluar el sistema con un grupo diverso de usuarios estáticos y móviles, así como la conexión de este prototipo hacia arquitecturas del Internet de las Cosas (IoT).

Finalmente, se agradece al CICESE Unidad Monterrey y al proyecto de Ciencia Básica 285276 del CONACyT por las facilidades otorgadas para la implementación del prototipo y el desarrollo de pruebas del sistema propuesto en ambientes controlados.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Charlton, P. H., Birrenkott, D. A., Bonnici, T., Pimentel, M. A., Johnson, A. E., Alastruey, J., & Clifton, D. A., (2017). Breathing rate estimation from the electrocardiogram and photoplethysmogram: A review. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 11, 2-20.
- [2] Elgendi, M., (2020). *PPG Signal Analysis: An Introduction Using MATLAB®*. CRC Press.
- [3] Hernandez-Aguila, M., Olvera-Cervantes, J. L., Perez-Ramos, A.E. et al., (2022). Methodology for the determination of human respiration rate by using Doppler radar and Empirical Modal Decomposition. *Sci Rep* 12, 8675.
- [4] Maarsingh, E. J. W., Van Eykern, L. A., Sprikkelman, A. B., Hoekstra, M. O., & Van Aalderen, W. M. C., (2000). Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *Journal of Applied Physiology*, 88(6), 1955-1961.

- [5] Hill, A.; Kelly, E.; Horswill, M. S.; Watson, M. O., (2018). The effects of awareness and count duration on adult respiratory rate measurements: An experimental study. *J. Clin. Nurs*, 27, 546–554.
- [6] Kester, W. What the Nyquist criterion means to your sampled data system design. *Analog Devices*, 1-12, 2009.
- [7] Mikroe-EMG, (2022). Time saving embedded tools - EMG click. Available in: <https://download.mikroe.com/documents/add-on-boards/emg/emg-click-schematic.pdf>.
- [8] Nicolò, A., Massaroni, C., Schena, E., & Sacchetti, M., (2020). The importance of respiratory rate monitoring: From healthcare to sport and exercise. *Sensors*, 20(21), 6396.
- [9] Ràfols-de-Urquía, M., Estrada, L., Estévez-Piorno, J., Sarlabous, L., Jané, R., & Torres, A., (2018). Evaluation of a wearable device to determine cardiorespiratory parameters from surface diaphragm electromyography. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 23(5), 1964-1971.
- [10] Rolfe, S., (2019). The importance of respiratory rate monitoring. *British Journal of Nursing*, 28(8), 504-508.
- [11] Subbe, C., & Kinsella, S., (2018). Continuous Monitoring of Respiratory Rate in Emergency Admissions: Evaluation of the RespiraSense™ Sensor in Acute Care Compared to the Industry Standard and Gold Standard. *Sensors*, 18, 2700.