

Monitor de Respiración

J.I. Vega-Luna¹, G. Salgado-Guzmán¹, M.A. Lagos-Acosta¹, V.N. Tapia-Vargas¹, F.J. Sánchez-Rangel¹

Resumen— En este trabajo presenta el diseño y construcción de un monitor de respiración. El objetivo principal fué construir un dispositivo portátil, para calcular el ritmo respiratorio de una persona, por medio de cambios en la temperatura corporal usando un sensor instalado en una máscara, colocada en la boca de la persona. Cuando la persona deja de respirar, el sistema emite una alarma audible y luminosa. El ritmo respiratorio se muestra en un display LCD.

Temas claves— monitor de respiración, ritmo respiratorio, máscara, sensor, temperatura.

Abstract— This paper presents portable respiratory monitor device design and implantation. The main goal was to build portable system to calculate breathing rate through changes in temperature using one sensor installed into mask placed in person mouth. When person stop breathing, the system turn on audible alarm and light signal. Breathing rate is displayed in a LCD

Keywords— respiratory monitor, breathing rate, mask, sensor, temperature.

I. INTRODUCCIÓN

En el campo de la medicina, existen en el ser humano constantes vitales integradas por los parámetros fisiológicos que indican el estado hemodinámico de una persona, los cuales se pueden monitorear de forma básica no invasiva sobre los tejidos. El monitoreo es la evaluación continua o casi continua, de las funciones fisiológicas de pacientes en tiempo real, con el objeto de tomar decisiones, incluyendo el momento de realizar intervenciones quirúrgicas y el control de las mismas. El monitoreo es un complemento del juicio clínico. Se consideran como principales parámetros fisiológicos: la frecuencia cardíaca (FC), la frecuencia respiratoria (FR), la presión arterial (PA), la temperatura periférica (T), y también se incluye actualmente la saturación de oxígeno (SatO₂) mediante pulsioximetría [1]. El monitoreo de estas constantes vitales es un factor clave en el seguimiento

estricto del estado clínico del paciente crítico. En las unidades de cuidados intensivos (UCI) se lleva a cabo este monitoreo, se crearon ante la necesidad de vigilancia exhaustiva y estricta de pacientes con patología de riesgo vital. Mediante la observación y registro continuo de estos parámetros fisiológicos, se valora el estado actual del paciente, su evolución y la repercusión de la terapéutica en su hemodinámica; todos los pacientes ingresados en una UCI, cuentan con un monitoreo que será más o menos invasiva, dependiendo del grado de gravedad e inestabilidad, en pediatría se usa el monitoreo no invasiva siempre que la patología y las intervenciones terapéuticas lo permitan [2].

A. La respiración

La respiración es un proceso natural e involuntario del ser humano, en el cual se extrae el oxígeno del aire inspirado y se desechan gases en el aire expirado. La respiración es un proceso vital el cual consiste en la entrada de oxígeno al cuerpo de un ser vivo y la salida de dióxido de carbono del mismo. El aire se inhala por la nariz la cual lo calienta y humedece. Posteriormente pasa a la faringe, la laringe y la tráquea. En el pecho de una persona, la tráquea se divide en dos bronquios, los que se vuelven a dividir una y otra vez, en bronquios secundarios, terciarios y, finalmente en más de 250,000 bronquiolos. Los bronquiolos forman grupos en racimos de los llamados alvéolos. Los alvéolos son sacos pequeños que realizan el intercambio de gases con la sangre. Existen aproximadamente 300 millones de alvéolos en los pulmones, que si desplegaran ocuparían un área de 70 m², unas 40 veces el tamaño de la piel humana [3]. La respiración tiene dos fases que son llevadas a cabo por la acción muscular del diafragma y los músculos intercostales, controlado todo por el bulbo cefalorraquídeo, la inhalación y la exhalación. En la inhalación, el diafragma se contrae y los músculos intercostales se elevan, ensanchando las costillas. El volumen de la caja torácica aumenta y entra aire del exterior llenado ese espacio. Durante la exhalación, se relaja el diafragma y las costillas bajan y desplazan hacia el exterior, disminuyendo la capacidad de la caja torácica dejando escapar los pulmones el aire hacia el exterior. En estas dos fases se lleva oxígeno a la sangre y se expulsa el aire con el dióxido de carbono de desecho producido por las células [4]. La respiración es vital porque libera

¹ J.I. Vega-Luna (vlji@correo.azc.uam.mx), G. Salgado-Guzmán, M.A. Lagos-Acosta, V.N. Tapia-Vargas, F.J. Sánchez-Rangel. Área de Sistemas Digitales, Departamento de Electrónica. Universidad Autónoma Metropolitana-Azcapotzalco. Av. San Pablo No. 180, Col. Reynosa, Azcapotzalco, México D.F. MEXICO. Teléfono (55)-53189552.

energía, por parte de las células, generada por la combustión de moléculas como los hidratos de carbono y las grasas. Se inhalan y se exhalan más de 500 cc de aire en cada respiración; a esta cantidad se denomina volumen de aire corriente o de ventilación pulmonar. Se pueden inhalar 3,300 cc adicionales de aire con una inspiración forzada, cantidad llamada volumen de reserva inspiratoria. Una vez expulsado este mismo volumen, se pueden exhalar 1.000 cc en una espiración forzada, llamada volumen de reserva espiratoria. La suma de estas tres cantidades es llamada capacidad vital. En los pulmones siempre permanecen 1,200 cc de aire que no pueden salir, llamado volumen de aire residual o alveolar. Los pulmones de los humanos son rojizos y de forma piramidal, en consonancia con la forma de la cavidad del tórax [5]. No son simétricos por completo, en el pulmón derecho se distinguen tres lóbulos y en el izquierdo dos, el cual presenta una cavidad donde se alberga el corazón. En el medio de cada uno de ellos está la raíz del pulmón, que une el pulmón al mediastino o porción central del pecho. La raíz está constituida por las dos membranas de la pleura, los bronquios, las venas y las arterias pulmonares. Los bronquios parten de los pulmones y se dividen y subdividen hasta terminar en el lobulillo, la unidad anatómica y funcional de los pulmones. Las arterias y las venas pulmonares acompañan a los bronquios en su ramificación progresiva hasta convertirse en finas arteriolas y vénulas de los lobulillos, y éstas a su vez en una red de capilares que forman las paredes de los alveolos pulmonares. Los nervios del plexo pulmonar y los vasos linfáticos se distribuyen también de la misma manera. En el lobulillo, los bronquiolos se dividen hasta formar los bronquiolos terminales, que se abren al atrio o conducto alveolar. Cada atrio se divide a su vez en sacos alveolares, y éstos en alveolos [7]. Los órganos respiratorios se dividen en vías respiratorias superiores, vías respiratorias inferiores y pulmones. Las vías respiratorias superiores comprenden la cavidad nasal y la faringe, mientras que las vías respiratorias inferiores comprenden la laringe, la tráquea y el árbol bronquial. El árbol bronquial se ramifica hasta alcanzar los pulmones, los cuales se dividen en lóbulos. La nariz, además de poseer la función de órgano del olfato, tiene las importantes funciones de limpiar, calentar y humedecer el aire inhalado [8]. Tiene una porción externa y una porción interna que se encuentra dentro del cráneo. La porción externa está formada por una estructura cartilaginosa y ósea de soporte cubierta por piel y revestida por una membrana mucosa. El puente de la nariz está formada por los huesos nasales que lo mantienen en una posición fija. Como éste tiene una estructura de cartílago flexible, el

resto de la nariz externa es ligeramente flexible. Sobre la superficie de la nariz externa se encuentran dos aperturas que se llaman narinas externas (nariz) u orificios nasales. La porción interna de la nariz es una gran cavidad en el cráneo que se encuentra debajo de éste y por arriba de la boca. En su parte anterior, la nariz interna se comunica con la nariz externa y en la parte posterior se comunica con la garganta (faringe) por medio de las dos aberturas que se llaman narinas internas (coanas). Los cuatro senos paranasales (frontal, esfenoidal, maxilar y etmoidal) y los conductos nasalo-crinales también se abren hacia la nariz interna. Las paredes laterales de la nariz interna están formada por los huesos etmoides, maxilar superior, lagrimal, palatino y concha nasal inferior. El etmoides también forma el techo de la nariz. El piso está formado por el paladar blando, los huesos palatinos y la apófisis palatina del maxilar, que juntos forman el paladar duro. La parte interna de la nariz externa y de la nariz interna está formada por una cavidad nasal, que se divide en un lado derecho y un lado izquierdo por una porción vertical que se llama tabique nasal. La porción anterior del tabique está formada primordialmente por el cartílago. El resto está formado por el hueso vómer, la lámina perpendicular del hueso etmoides, el hueso maxilar superior y los etmoides. El lado interno de la nariz situado inmediatamente detrás de las ventanas nasales está provisto de bellos que limpian al aire de las partículas más grandes. En la cavidad nasal existe un gran número de vasos sanguíneos de paredes delgadas y situadas muy próximos a la superficie que irradian calor y por consiguiente calientan el aire inhalado [9]. La cavidad nasal se mantiene húmeda por ciertas secreciones glandulares que también humedecen el aire. El aire inspirado que atraviesa la nariz se humidifica de esta manera totalmente y alcanza una temperatura de 32°C, independientemente de la temperatura reinante en el exterior. La faringe es la porción superior de las vías respiratorias y del tracto digestivo. Conecta con las aperturas en cuatro áreas generales: la cavidad bucal (en la parte trasera de la lengua), la cavidad nasal, la laringe (que se dirige hacia la tráquea) y el esófago. Durante el proceso de tragado, la parte nasal de la faringe, la laringe y la cavidad bucal cooperan para cerrar el conducto respiratorio de forma que al tragar la comida no entre en la tráquea [10]. Después de circular por la cavidad nasal y la faringe, el aire inhalado llega a la laringe. Esta última está parcialmente cubierta por la epiglotis, que cierra completamente la abertura superior de la laringe durante la deglución. Las cuerdas vocales también cierran al deglutir. Las vías respiratorias extra-pulmonares tienen su punto más estrecho en las cuerdas vocales, donde cualquier estrechamiento adicional puede dar lugar a un problema

serio de la respiración, por ejemplo, durante o después de la intubación las cuerdas vocales pueden inflamarse, provocando obstrucción respiratoria o ronquera (después de la ex-tubación).

El avance tecnológico actual está ayudando a controlar cada vez con mayor exactitud el seguimiento de las constantes vitales. La frecuencia respiratoria incluye como acción básica el monitoreo respiratorio [11]. Esta acción comúnmente se lleva a cabo obteniendo las ondas de los movimientos respiratorios del paciente para obtener información de la frecuencia (respiraciones/minuto) y el ritmo. El monitoreo respiratorio complementa el juicio clínico del médico y puede estar asociado a la asistencia respiratoria mecánica. Es en los primeros minutos de valoración de este monitoreo cuando se identifican anomalías funcionales que puedan poner en peligro la vida, ya que pueden afectar al aparato respiratorio y al sistema cardiovascular [12]. Existen diferentes métodos y dispositivos para llevar a cabo el monitoreo respiratorio [13]. Algunos usan un sensor de presión de gas colocado en el pecho de la persona, otros utilizan sensores en forma de placas instalados bajo el colchón de una cama, como el mostrado en la Figura 1, y otros más usan electrodos colocados en el abdomen, como los indicados en la Figura 2. Todos ellos, por lo general generan una alarma cuando la persona deja de respirar un tiempo [14]. Dos aplicaciones de este tipo de dispositivos son: en los monitores de respiración para recién nacidos utilizados para prevenir el síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL) y en los monitores de apnea.



Figura 1. Sensores para monitoreo de respiración colocados bajo un colchón



Figura 2. Sensores para monitoreo de respiración colocados en el abdomen de una persona

La muerte súbita del lactante, es la muerte repentina e inesperada de un menor a un año de edad sin causa aparente [15]. La causa precisa de este síndrome continúa siendo una incógnita, solamente se conocen prácticas que parecerían disminuir su ocurrencia. Un monitor de apnea, es un dispositivo que mide la calidad de la respiración. Los médicos obtienen la información colectada por el dispositivo para planificar el tratamiento [16]. Si una persona deja de respirar una o más veces mientras duerme, es una condición llamada apnea del sueño. La persona deja de respirar 5 a 20 segundos y se despierta varias veces para recuperar el aire. El monitor de apnea mide el flujo de aire a los pulmones y la cantidad de oxígeno en la sangre. El monitor indicará la cantidad de veces que sucedió la de apnea y por el tiempo que se dejó de respirar cada vez. También mide la velocidad de la respiración y la actividad eléctrica del corazón. Un monitor de apnea podría ser necesario cuando la persona tenga una infección pulmonar, tal como neumonía. La apnea del sueño podría ser provocada por tejidos que obstruyen la garganta y problemas cerebrales que cambian la respiración.

II. DESARROLLO

La metodología usada fue dividir el sistema en seis bloques funcionales: el microcontrolador, el termistor, la batería, el botón de encendido del LCD, la bocina y el LCD. La Figura 3 muestra el diagrama de bloques del sistema implantado. La función de cada bloque se describe a continuación.

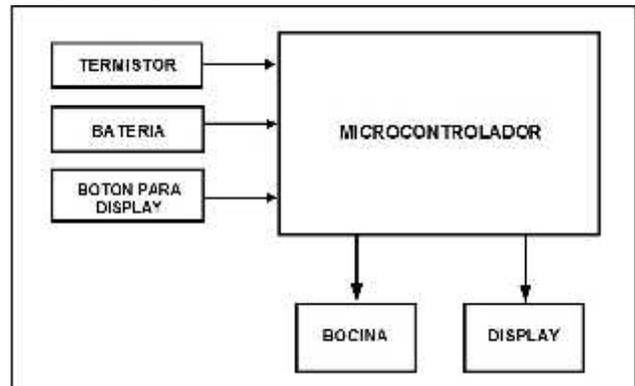


Figura 3. Diagrama de bloques del sistema

El microcontrolador

Se usó un microcontrolador de Microchip, PIC16F876, el cual tiene las características necesarias para comunicarlo con los bloques funcionales del sistema. Este microcontrolador cuenta con una CPU de 8 bits, memoria de programa FLASH de 8 KB, memoria RAM de 368 bytes, memoria EEPROM de 256 bytes, convertidor analógico-digital (ADC) de 10 bits y 5 canales, tres

puertos paralelo, tres temporizadores y trece fuentes de interrupción. En la Figura 4 se muestra el microcontrolador PIC16F876 usado.



Figura 4. Microcontrolador PIC16F876 usado

El termistor

Se utilizó un termistor para medir la respiración de la persona. El termistor se instaló dentro de una mascarilla usada por la persona. Es una máscara de nebulizador que usan los pacientes de asma. El termistor empleado es un NTHS0402 de Vishay Dale. El termistor fué colocado directamente frente a la nariz de la persona. Cuando la persona respira aire caliente, cambia la resistencia del termistor, presentando valor bajo cuando la temperatura se incrementa y valor alto cuando la temperatura desciende. La caída de voltaje en el termistor es directamente proporcional a la respiración de la persona, disminuye cuando la persona exhala y aumenta cuando la persona inhala. El cambio en el voltaje está en el orden de 10 mV, por lo que es amplificado por medio de un amplificador operacional configurado como filtro pasa altas. La salida del amplificador es leída por medio del canal 0 del ADC del microcontrolador. En la Figura 5 se indica el termistor NTHS0402 usado y en la Figura 6 su ubicación en la mascarilla. En la Figura 7 se muestra en circuito de amplificación de la señal de voltaje del termistor.



Figura 5. Termistor NTHS0402 utilizado

La batería

El sistema usa una batería de 9 V. Este voltaje es dividido por medio de un filtro pasa bajas para poder alimentar al sistema con 5 V. Cada minuto, el microcontrolador monitorea la batería por medio del canal 1 del ADC. En caso de detectar un descenso del valor del voltaje se emite una alarma audible. En la Figura 8 se indica el circuito usado para leer el voltaje de la batería.



Figura 6. Ubicación del termistor en la mascarilla

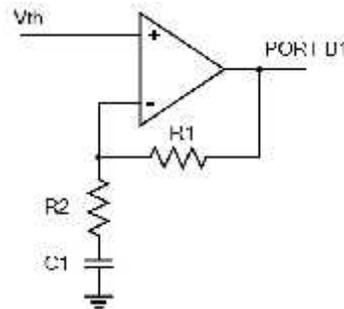


Figura 7. Amplificador de voltaje del termistor

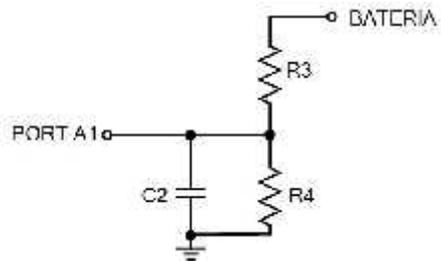


Figura 8. Circuito para leer el voltaje de la batería

El botón de encendido del LCD

El LCD no se encuentra permanentemente encendido para ahorrar energía. El usuario debe presionar el switch para encender el display y mostrar el valor del ritmo respiratorio. Se conectó la terminal de alimentación del LCD a la terminal de alimentación del microcontrolador vía un push button normalmente abierto, tal y como lo muestra la Figura 8. Cuando el botón es presionado la terminal de alimentación del LCD recibe 5 V. Se usaron las resistencias R₄ y R₅ para asegurar que el voltaje en el punto rojo está por debajo del límite de voltaje de las terminales del microcontrolador, de esta manera la terminal 1 del puerto B (PORT B2) recibe 0 V cuando el botón no está presionado y 5 V cuando se presiona. En la Figura 9 se muestra el circuito del botón de encendido del LCD, el valor de las resistencias R₅ y R₆ es de 330 Ω .

La bocina

El sistema puede generar dos diferentes alarmas diferentes por medio de una bocina. La primera alarma es de tono más alto que la segunda e indica que la persona no está

respirando. La segunda alarma es una señal mediante la cual el sistema indica batería baja. La primera alarma es un sonido continuo y la segunda es un tono largo de un segundo.

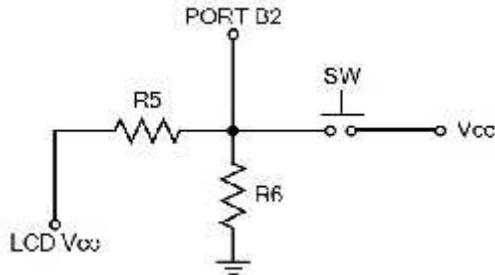


Figura 9. Circuito del botón de encendido del LCD

El LCD

El display usado fue un LCD-016M004A de 16x4. Este display se alimenta con una fuente de 5 V y cuenta con un bus de datos de 8 líneas y un bus de control de 3 líneas: R/W, Enable y Register Select. Tanto el bus de datos como el de control se conectaron a 11 líneas de salida del microcontrolador. En la Figura 10 se muestra una fotografía del sistema del monitor de respiración construido.

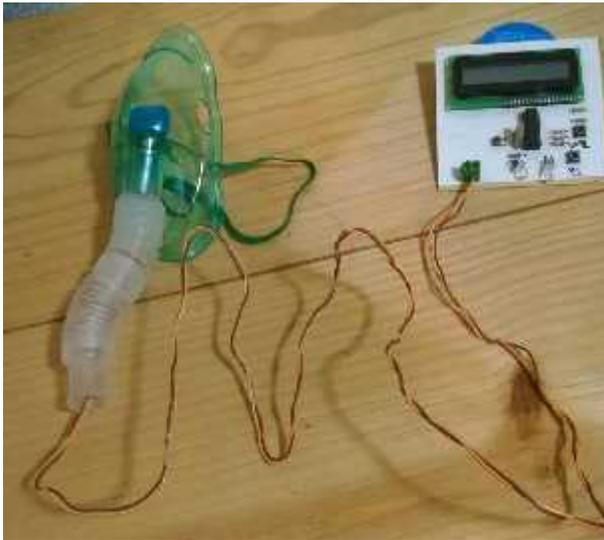


Figura 10. Fotografía del sistema de respiración construido

III. CONCLUSIONES

Se realizaron pruebas en un conjunto de 15 personas. El ritmo respiratorio por minuto medido en 5 personas se muestra en la Tabla I. Estas medidas parten de un estado de reposo hasta un estado en el cual la persona se ejercita moderadamente. El resultado de este trabajo fue un sistema de bajo costo que puede usarse en comunidades remotas o marginadas donde existan pacientes en situaciones de salud crítica. Está planeado continuar este trabajo, y otro en el que se mide el pulso cardiaco,

adicionándoles comunicación inalámbrica hacia el lugar donde se encuentre el médico o enfermera para advertir la atención requerida de la persona [17]-[19]. Una de las técnicas de este tipo de comunicación a usar es Bluetooth o ZigBee, ya que hoy en día existen transceptores de estos tipos de bajo cuyo rango de alcance son las decenas de metros. Otra de las mejoras será usar un sensor ultrasónico mucho más preciso y cómodo para la persona, que el usado en este trabajo [20]. Otra línea en la que se tiene planeado trabajar usando los resultados obtenidos con este dispositivo es realizar un monitor de apnea, adicionando un sensor que cuente la cantidad de veces que deja respirar una persona y registrar el tiempo que deja de respirar en un dispositivo de almacenamiento secundario, como una memoria SD, para su posterior análisis y diagnóstico médico.

TABLA I
MEDIDAS DE RITMO RESPIRATORIO REALIZADAS DURANTE LAS PRUEBAS

Persona 1	Persona 2	Persona 3	Persona 4	Persona 5
12	11	10	12	12
13	11	10	12	12
14	14	12	12	12
14	14	12	14	14
16	16	16	16	14
18	17	16	17	18
18	17	17	17	19
20	18	18	19	19
20	19	19	20	20

IV. REFERENCIAS

- [1] Liu, J.J.; Ming-Chun H.; Wenyao X. y Xiaoyi Z. (2015), "BreathSens: A Continuous On-Bed Respiratory Monitoring System With Torso Localization Using an Unobtrusive Pressure Sensing Array", in IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 19, issue 5, pp. 1682-1688.
- [2] Pereira, A.M.; Antunes, L. y Valentim, A.M. (2014), "Development of a respiratory rate monitoring device for mice anesthesia induction chamber", in 2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), pp. 1-5, 11-12 June 2014, Lisboa.
- [3] Mlynczak, M.C.; Niewiadomski, W. y Zylinski, M. (2014), "Ambulatory impedance pneumography device for quantitative monitoring of volumetric parameters in respiratory and cardiac applications", in 2014 Computing in Cardiology Conference (CinC), pp. 965-968, 7-10 Sept. 2014, Cambridge, MA.
- [4] Dovancescu, S.; Para, A. y Riistama, J. (2014), "Detection of electrocardiographic and respiratory signals from transthoracic bioimpedance spectroscopy measurements with a wearable monitor for improved home-based disease management in congestive heart failure", in 2014 Computing in Cardiology Conference (CinC), pp. 985-988, 7-10 Sept. 2014, Cambridge, MA.
- [5] Bagchi, S. y Chattopadhyay, M. (2012), "Real-time monitoring of respiratory diseases of distantly located elderly impaired patients", in 2012 Sixth International Conference on Sensing Technology (ICST), pp. 146-150, 18-21 Dec. 2012, Kolkata.
- [6] Grinchenko, V.; Artemiev, A. y Makarenkov, A. (2014), "Mobile end-user solution for system of monitoring of respiratory and cardiac sounds", in 2014 IEEE 34th International Conference on

- Electronics and Nanotechnology (ELNANO), pp. 299-302, 15-18 April 2014, Kyiv.
- [7] Von Rosenberg, W.; Chanwimalueang, T. y Goverdovsky, V. (2015), "Smart helmet: Monitoring brain, cardiac and respiratory activity", in 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 1829-1832, 25-29 Aug. 2015, Milan.
- [8] Donnelly, N.; Hunniford, T. y Harper, R. (2013), "Demonstrating the accuracy of an in-hospital ambulatory patient monitoring solution in measuring respiratory rate", in 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 6711-6715, 3-7 July 2013, Osaka.
- [9] Holtzman, M.; Goubran, R. y Knoefel, F. (2012), "Measurement of respiratory changes in palliative care", in International 2012 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), pp. 1472-1476, 13-16 May 2012, Graz.
- [10] Padasdao, B.; Shahhaidar, E. y Stickley, C. (2013), "Electromagnetic Biosensing of Respiratory Rate", in IEEE Sensors Journal, vol. 13, issue 11, pp. 4204-4211.
- [11] Binti Zaharudin, S.Z.; Kazemi, M. y Malarvili, M.B. (2014), "Designing a respiratory CO2 measurement device for home monitoring of asthma severity", in 2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), pp. 230-234, 8-10 Dec. 2014, Kuala Lumpur.
- [12] Jabłoński, I.; Głomb, G. y Guskowski, T. (2010), "Internal validation of a telemedical system for monitoring patients with chronic respiratory diseases", in 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 2172-2175, Buenos Aires.
- [13] Dionisi, A.; Marioli, D. y Sardini, E. (2015), "Low power wearable system for vital signs measurement in all day long applications", in 2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), pp. 537-542, 7-9 May 2015, Turin.
- [14] Lokavee, S.; Watthanawisuth, N. y Mensing, J.P. (2011), "Sensor pillow system: Monitoring cardio-respiratory and posture movements during sleep", in 2011 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), pp. 71-75, 29-31 Jan. 2012, Chiang Mai.
- [15] Eastwood-Sutherland, C.; Gale, T.J. y Dargaville, P.A. (2014), "Non-contact respiratory monitoring in neonates", in 2014 7th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), pp. 1-5, 26-28 Nov. 2014, Fukuoka.
- [16] Dijemini, E. y Roberts, D. (2014), "Desktop based real time oxygen auto-ventilation and gas monitoring system for homecare respiratory application", in 2014 International Conference on Applied Electronics (AE), pp. 67-70, 9-10 Sept. 2014, Pilsen.
- [17] Kaltiokallio, O.; Yigitler, H. y Jantti, R. (2014), "Non-invasive respiration rate monitoring using a single COTS TX-RX pair", in IPSN-14 Proceedings of the 13th International Symposium on Information Processing in Sensor Networks, pp. 59-69, 15-17 April 2014, Berlin.
- [18] Pfanner, F.; Allmendinger, T. y Flohr, T. (2012), "Monitoring respiratory motion using continuous wave Doppler radar in a near field multi antenna approach", in 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), pp. 3575-3581, Oct. 27 2012-Nov. 3 2012, Anaheim, CA.
- [19] Oletic, D. y Bilas, V. (2012), "Wireless sensor node for respiratory sounds monitoring", in 2012 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), pp. 28-32, 13-16 May 2012, Graz.
- [20] Heldt, G.P. y Ward, R.J. (2015), "Evaluation of Ultrasound-Based Sensor to Monitor Respiratory and Non-Respiratory Movement and Timing in Infants", in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 1-1, vol. PP, issue 99
- [21] Microchip Technology Inc. (2015) PIC16F87XA Data Sheet. <http://www.microchip.com>.
- [22] Vishay Intertechnology. (2015) LCD-016M004A Data Sheet. <http://www.vishay.com/docs/37222/016m004a.pdf>.