

# Monitor Biomédico Portátil con Comunicación vía Bluetooth a Dispositivos Móviles con Sistema Operativo Windows.

M. R. Olivas Martínez<sup>1</sup>, R. Ruiz Márquez<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Ingeniería Electromédica, Universidad La Salle de Chihuahua, Chihuahua, Chih., México.

<sup>2</sup>Coordinación de Posgrado e Investigación, Universidad La Salle de Chihuahua, Chihuahua, Chih., México.

**Resumen**— El siguiente trabajo presenta la implementación de un sistema de monitoreo remoto para señales biomédicas (electrocardiografía, oximetría de pulso, curva pletismográfica y temperatura corporal). El sistema se integra, en una sola tarjeta y empleando un SoC (System on Chip), 4 canales de monitoreo de señales, un puerto de comunicación Bluetooth y un dispositivo móvil con el sistema operativo Windows para mostrar la información. Además, la aplicación implementada en Visual C# genera un reporte final del paciente, el cual puede ser enviado a una dirección de correo electrónico del paciente y/o del médico de manera instantánea.

**Palabras clave**— ECG, SPO<sub>2</sub>, BPM, temperatura corporal, filtros activos, Bluetooth, Visual C#.

## I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años hemos sido testigos de los pasos agigantados que ha dado la tecnología en sus diversas áreas: la electrónica, las telecomunicaciones y los dispositivos móviles, lo cual ha permitido el desarrollo de nuevas aplicaciones en el área médica, logrando mejorar considerablemente la calidad de los servicios de salud. El monitoreo de señales biomédicas es de gran importancia para la comunidad médica, ya que esto ha permitido brindar atención oportuna a los pacientes dentro de los centros de salud [1].

Los grandes cambios en la sociedad han producido a su vez grandes cambios en la aplicación de la tecnología, las transiciones demográfica y epidemiológica han provocado una inversión en la pirámide poblacional, en el mundo se ha incrementado el número de adultos [2], con nuevos padecimientos y enfermedades crónico-degenerativas que aquejan especialmente a las personas de avanzada edad. Las personas que padecen enfermedades crónicas requieren llevar un registro diario de diversos parámetros según su enfermedad, lo que puede llegar a ser incómodo o ineficiente, y en muchos casos no se acude al médico por desconocimiento o por una tardía detección.

El conjunto de las circunstancias anteriores, han llevado a la ingeniería biomédica al desarrollo de una tendencia, que bien puede ser considerada una nueva forma de bioinstrumentación, llamada “Home Care”, que consiste en la integración de distintos equipos tanto de diagnóstico como de tratamiento, en consolas cada vez más pequeñas, las cuales permiten un diagnóstico a distancia, la reducción de tiempos y costos, el alcance a lugares marginales o de difícil acceso e incluso el montaje de un microhospital en comunidades rurales, especialmente en países en desarrollo.

La monitorización inalámbrica de signos vitales es uno de los temas de gran interés a nivel académico, industrial y en general en la comunidad médica. Las señales electrofisiológicas como la electrocardiografía y la electroencefalografía aportan una amplia información al médico especialista acerca del estado de salud del paciente y son de gran ayuda en la detección o corrección oportuna de patologías. Otras señales mecánicas o electroquímicas, como la presión arterial, los niveles de oxígeno en sangre y la temperatura corporal también son de gran interés y brindan información adicional al personal médico a la hora de determinar o diagnosticar el estado de salud de una persona. Todos estos parámetros pueden ser desplegados de manera gráfica o numérica, para su posterior análisis por el profesional.

Los procedimientos no invasivos para la obtención de señales fisiológicas se vuelven cada vez más necesarios y marcan la tendencia actual en la práctica médica, debido a la conveniencia de su implementación. El problema de la correcta adquisición de las diferentes señales biomédicas merece especial atención puesto que de este depende el éxito de los procesos como: visualización, interpretación y telediagnóstico por parte del personal médico; de ahí que un inadecuado filtrado y pre-ajuste de la señal hará muy difícil el hallazgo de información clínicamente relevante, incluso si la etapa de adquisición estuviese respaldada por una infraestructura robusta de telemedicina, limitando la correcta y oportuna interpretación y diagnóstico de pacientes.

Los errores técnicos en la captura de señales fisiológicas causan interpretaciones incorrectas y diagnóstico equivocado, un filtrado inadecuado o un acondicionamiento ineficiente de la señal hará muy difícil la obtención de información clínica relevante; por lo cual, es importante verificar el funcionamiento de cada uno de los bloques que componen el sistema.

En la actualidad, se han propuesto y desarrollado diferentes prototipos de monitorización de signos vitales, los cuales han evolucionado constantemente, así como los protocolos de comunicación, los medios de transmisión, visualización, envío y almacenamiento de información.

En el objetivo de este trabajo es la implementación de un sistema de monitoreo en tiempo real que integra la electrocardiografía, la oximetría de pulso y el termómetro corporal, estas señales son transmitidas vía Bluetooth a un dispositivo móvil con sistema operativo Windows. La información obtenida es desplegada en una aplicación gráfica desarrollada en Visual C# y posteriormente es guardada en dicho dispositivo o enviada a una dirección de correo electrónico introducida por el usuario.

## II. METODOLOGÍA

Se implementó un sistema que integra, en un mismo dispositivo, un electrocardiógrafo, un oxímetro de pulso y un termómetro, mediante el cual es posible establecer comunicación vía “Bluetooth” a una aplicación creada en Visual C# instalada en un dispositivo móvil, generando así un reporte final del paciente, el cual puede ser enviado a una dirección de correo electrónico.

Para lograr esto se consideran 3 bloques principales, mostrados en la figura 1:

1. Acondicionamiento de la señal: Adquisición de la señal de los diferentes sensores pasando por etapas de amplificación y filtrado para adecuar la señal a un rango apropiado para su medición.
2. Etapa de procesamiento: Lectura de las señales por el SoC para ser digitalizada y procesada antes de enviarse al sistema de despliegue.
3. Proceso de comunicación: Empaquetado, encriptación y transmisión de datos hacia la computadora, la cual será la encargada de desplegar la información proveniente de los sensores en una interfaz gráfica.

Todo esto permite llevar un registro de parámetros biomédicos importantes, con base en los cuales se puedan detectar enfermedades.



Fig. 1 Diagrama a bloques del sistema.

### A. Electrocardiograma

El electrocardiograma es un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón durante el ciclo cardiaco, la cual se mide colocando electrodos en distintos puntos de las extremidades y/o el tórax del paciente. Estos electrodos requieren de un gel conductor, que traduce los potenciales iónicos en corrientes eléctricas.

Se eligió un amplificador de instrumentación INA126 de “Texas Instruments”, el cual permite la adquisición de señales diferenciales precisas y con bajo ruido, como entrada para 3 electrodos colocados en derivación aVF (potenciales del pie izquierdo respecto a los brazos izquierdo y derecho, mostrado en la figura 2).

La señal de ECG tiene una amplitud de entre 1 y 2 mV y este amplificador nos permite acondicionar esta señal a una magnitud que pueda ser muestreada por un convertidor A/D.

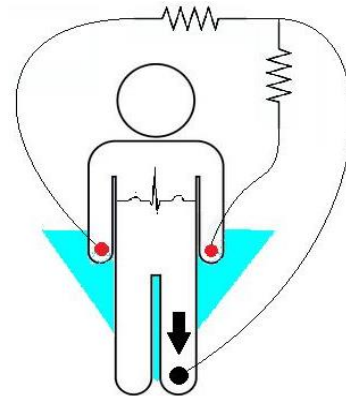


Fig. 2: Colocación de electrodos en derivación aVF.

Posteriormente se filtró la salida en una banda de 0.4 Hz a 15 Hz, estos valores fueron elegidos en base a observación luego de realizar varias pruebas, una vez filtrada se acondicionó la amplitud y se ajustó la referencia a 2.5 V, para centrar la señal en el rango dinámico del ADC. El amplificador de instrumentación requiere de una fuente de alimentación bipolar, para evitar el uso de dos fuentes de voltaje se implementó un convertidor DC/DC inversor de voltaje el cual genera una salida de voltaje negativo de la misma magnitud que la entrada positiva, logrando así la utilización de una sola batería, este proceso es mostrado en la figura 3. La señal obtenida es leída y digitalizada por un puerto ADC del SoC, enviada vía bluetooth y desplegada en la aplicación.

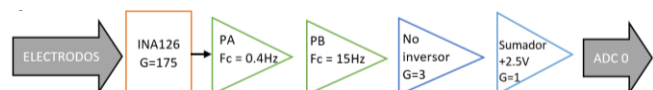


Fig. 3: Diagrama de Bloques: Acondicionamiento de señal ECG.

### B. Oximetría de pulso y fotopleletismograma

La oximetría de pulso es un estudio no invasivo que brinda información importante acerca del grado de oxigenación de la sangre y tejidos del paciente, mediante un sensor en forma de “clip”, que puede ser colocado en un dedo o en el lóbulo de la oreja del paciente, y que maneja dos longitudes de onda luminosa (led rojo = 660 nm, led infrarrojo = 940 nm) y un fototransistor como detector de luz; los cuales en conjunto, miden la relación, en un intervalo de tiempo, entre las diferencias de absorción de las luces roja e infrarroja (figura 4). Esta relación se vincula directamente con la saturación de oxihemoglobina. La fotopleletismografía, por su parte, es una técnica que consiste en determinar los cambios en el volumen de sangre a través de la piel, el resultado es la curva pletismográfica, la cual representa la vasodilatación y la vasoconstricción en función del tiempo.

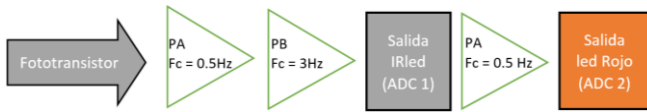


Fig. 4: Diagrama de Bloques: Acondicionamiento de señal de Pulsioxímetro.

Para el acondicionamiento de dichas señales se empleó una fuente sencilla, usando un voltaje de 2.5 V como referencia para mantener la señal centrada. La señal del detector infrarrojo se filtró con una banda de 0.5 a 3 Hz y se le dio una ganancia de 168; mientras que la señal del detector rojo se amplificó 21 veces más.

Dichas señales son leídas por dos puertos ADC del SoC y procesadas de la siguiente manera:

- Para el cálculo de las pulsaciones por minuto (BPM, Beats per Minute) se empleó la luz infrarroja por tener mayor amplitud, y mediante la programación de un arreglo matemático, se obtuvieron los puntos máximos y mínimos, para así conocer el periodo de la señal, el cual, es el inverso de los latidos por minuto.
- Para conocer la saturación de oxígeno en sangre, fue necesario multiplexar entre las luces roja e infrarroja para obtener los valores máximos y mínimos de reflectancia para ambas longitudes de onda [3], determinando una proporción de los rangos máximos y mínimos de ambas señales [4] para realizar el cálculo matemático, quedando de la siguiente manera:

$$SpO_2 (\%) = 110 - 25 * \left[ \frac{\frac{\max}{\min} \text{rojo}}{\frac{\max}{\min} IR} \right] \quad (1)$$

El dato de pulsaciones por minuto es se obtiene únicamente a partir de este módulo, sin depender del ECG. Esto con el fin de que las funciones del monitor sean totalmente independientes una de la otra y pueda hacerse uso de cada una por separado.

### C. Temperatura corporal

La temperatura corporal es la medida del grado de calor de un organismo, y su ascenso o descenso es indicador de diversos procesos que se llevan a cabo dentro del cuerpo. Para obtener este parámetro, se empleó un sensor de temperatura de precisión integrado con resolución de 10 mV/°C y una histéresis de ±0.5° C, este se calibró para operar en un rango promedio de temperatura del ser humano (35 – 40° C); por lo que se le dio una ganancia de 10 empleando uno de los amplificadores operacionales internos del SoC (figura 5). Dicha señal se conecta internamente por programación al ADC y se acondiciona nuevamente a valores de temperatura; cuyos valores normales oscilan entre: 36 – 37° C. En general se habla de hipotermia, cuando la temperatura corporal es inferior a los 36° C, de febrícula, cuando la temperatura es de

37.1 – 37.9° C, y de hipertermia o fiebre, cuando la temperatura sobrepasa los 38° C [5]. Estos análisis son mostrados en la interfaz gráfica.



Fig. 5: Diagrama de Bloques: Acondicionamiento de señal de temperatura.

### D. Procesamiento de datos

Para la programación de la etapa de procesamiento de los datos, se empleó el PSoC CY8C425 de Cypress Semiconductor, la tarjeta de desarrollo es mostrada en la figura 6. Un PSoC es el único sistema en chip embebido programable que integra lógica basada en PLD (Programmable Logic Device) de alto rendimiento, memoria y microcontrolador en un solo circuito integrado. Entre las principales características de este circuito integrado basado en ARM se encuentra la reconexión de elementos analógicos y digitales mediante programación, bootloader para reprogramación directa por USB y su alta velocidad de procesamiento.



Fig. 6: PSoC CY8C425. Tarjeta de desarrollo con bootloader y puerto USB en la misma tabilla.

El programa implementado habilita 4 canales analógicos para la recepción de las señales entregadas por los módulos (electrocardiograma, reflectancias infrarroja, roja y temperatura) y realiza los cálculos correspondientes. Todos los datos se transmiten por bluetooth de manera encriptada, para ser analizados y/o desplegados en la computadora, en una interfaz desarrollada en lenguaje C# Microsoft Visual Studio, adicionalmente es posible almacenar un reporte final del paciente y enviarlo a una dirección de correo electrónico proporcionado por el usuario.

### E. Transmisión de datos: Bluetooth

Para la comunicación inalámbrica se emplea un módulo bluetooth que implementa el perfil SPP (Serial Port Profile) el cual emula un puerto serial de comunicación y provee una interfaz de reemplazo de comunicaciones basada en RS-232 a una velocidad de transmisión de 115,200 Kbps. Para realizar la conexión de manera segura es necesario que el usuario cuente con una contraseña del lado de la computadora.

### F. Recepción y despliegue de datos

Se implementó una interfaz gráfica de usuario en Visual C#. La aplicación se encarga de recibir el paquete de datos, descriptarlos y desplegar gráficamente los resultados arrojados por la tarjeta, adicionalmente cuenta con la capacidad de guardar en un archivo de texto los datos obtenidos, así como como una captura de pantalla completa con las gráficas y valores respectivos. El usuario tiene la opción de enviar dicha información a una cuenta de correo electrónico directamente desde la aplicación, solo es necesario introducir el correo del destinatario y automáticamente se realiza el envío (figura 7).

Nombre del Paciente

Correo Electronico

Fig. 7: Espacio para ingresar la dirección de correo electrónico.

### III. RESULTADOS

Todos los elementos anteriormente descritos quedaron integrados en una tarjeta de 7x10 cm, la cual se muestra en la figura 8. La tablilla cuenta con pines externos que permitieron comprobar el correcto funcionamiento de cada uno de los módulos, observando las gráficas en un osciloscopio, como se aprecia en la figura 9.

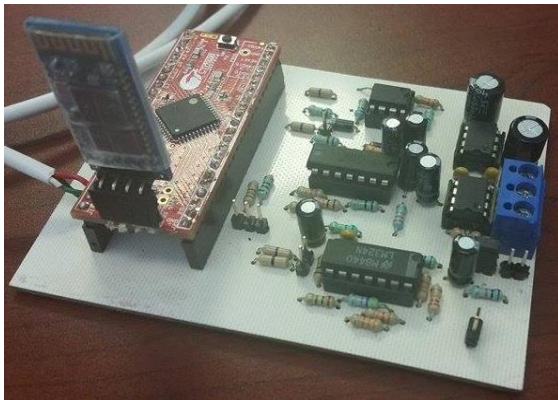


Fig. 8: Tarjeta completa.

La información obtenida fue desplegada en la interfaz de usuario desarrollada en Visual C#, y como se puede observar en la figura 10, las gráficas permanecieron sin cambios, gracias a la resolución de ADC de 12 bits del SoC empleado. La señal de electrocardiograma se graficó directamente, mientras que la curva pletismográfica fue desplegada y además requirió de cálculos para obtener los valores de pulsaciones por minuto y concentración de oxígeno; la temperatura por su parte, es representada numéricamente y mostrada en una barra vertical, estos cálculos se implementaron directamente en el SoC.

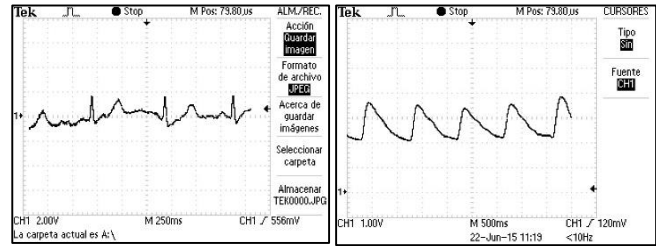


Fig. 9: Pruebas de funcionamiento vistas en osciloscopio. a) señal ECG. b) curva pletismográfica



Fig. 10: Captura de la pantalla principal de la aplicación. Se observa la similitud con las pruebas en osciloscopio

Con esto podemos demostrar que el sistema completo trabaja de forma correcta, adicionalmente se compararon los valores de pulsaciones y SPO2 con un pulsómetro portátil especializado y la temperatura fue comparada con un termómetro digital para validar la información obtenida por la tarjeta. Se realizaron mediciones con diferentes sujetos de estudio logrando resultados exitosos (Tabla 1).

### IV. DISCUSIÓN

El sistema propuesto es una versión simplificada de un monitor de signos vitales tradicional, cuya principal característica es la portabilidad y la simplicidad en su manejo, así como la inclusión de un protocolo de comunicación actual como lo es el Bluetooth. Al no requerir de una conexión física de la tarjeta con una computadora específicamente, el usuario puede monitorear sus resultados fácilmente, al contar con un dispositivo móvil (Laptop, Tablet, Smartphone) con Sistema Operativo Windows. En caso de no contar con recepción para Bluetooth, la tarjeta tiene la posibilidad de cambiar el adaptador, para ser conectada directamente al puerto USB.

En cuanto al diseño del Hardware de sensado, se observó que es de gran importancia la correcta calibración y filtrado de cada una de las señales obtenidas, especialmente al trabajar con señales de interés biomédico, ya que de la fidelidad con la que sean obtenidas y representadas, dependerá en gran medida la validez del diagnóstico dado por el profesional médico. Por el lado del procesamiento de datos, destacó la importancia de utilizar un SoC, ya que sus características de

velocidad, capacidad, resolución y aislamiento de sus canales de ADC brindan un funcionamiento fluido, que sería difícil de obtener con un microcontrolador convencional de 8 o 16 bits.

Para validar el funcionamiento de la tarjeta se realizaron muestras comparándola con sistemas comerciales, los resultados son mostrados en la tabla 1.

**Tabla 1.** Comparación de datos de Temperatura, BPM y SPO2 entre el dispositivo propuesto y un equipo comercial. En la primera columna de valores para cada parámetro se muestran los resultados obtenidos del dispositivo y la segunda los de referencia.

	Temperatura		BPM		SPO <sub>2</sub> (%)	
<b>Sujeto 1</b>	35.6	35.5	59	59	94	93
<b>Sujeto 2</b>	35.7	35.7	62	62	95	95
<b>Sujeto 2</b>	36.1	36.0	76	76	98	99
<b>Sujeto 3</b>	37.1	37.0	62	63	96	97
<b>Sujeto 4</b>	35.9	36.1	60	59	95	97
<b>Sujeto 5</b>	37.0	37.0	56	56	94	95
<b>Sujeto 6</b>	36.6	36.5	85	86	98	99
<b>Sujeto 7</b>	35.5	35.7	80	79	98	99
<b>Sujeto 8</b>	36.8	37.0	85	85	99	99
<b>Sujeto 9</b>	35.9	36.0	88	89	98	97
<b>Sujeto 10</b>	36.1	36.0	86	86	97	97

## V. CONCLUSIÓN

El trabajo propuesto es una recopilación de distintos módulos de recepción de señales biomédicas, utilizando sistemas analógicos de amplificación, filtrado y acondicionamiento de señales; así como de protocolos de comunicación actuales como el Bluetooth, implementados por el SoC y por el dispositivo móvil. El costo de fabricación de la tarjeta con sus componentes fue de alrededor de 15 dólares.

El sistema cuenta con varias ventajas, entre ellas un tamaño reducido que lo hace portátil, bajo costo, facilidad para utilizarse y utilidad, al momento de requerir un monitoreo de signos vitales que pueda generar un diagnóstico oportuno. La meta de este trabajo es mostrar que es posible dar soluciones útiles y de bajo costo para el monitoreo, almacenamiento y envío de señales biomédicas de pacientes que se encuentren lejos de los centros de salud, o de personas en situaciones vulnerables. De igual manera, es importante mencionar que estas herramientas brindan únicamente soporte al momento de requerir un diagnóstico rápido, ya que el paciente deberá de trasladarse al centro de salud más cercano para recibir atención médica. Sin embargo, la tendencia del “microhospital” permitirá en el futuro, llevar servicios médicos de calidad a quienes más lo necesitan.

Como trabajo futuro se contempla la implementación de un sistema con mayores prestaciones, se planea incluir módulos capaces de sensar la NIBP (presión arterial no invasiva) sin emplear bomba de presión ni brazaletes, reemplazar los electrodos del ECG por electrodos activos

inalámbricos y trabajar en la compatibilidad de la aplicación móvil para iOS y Android.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. P. Tello, O. Manjarrés, M. Quijano, A. Blanco, F. Varona and M. Manrique, "Remote Monitoring System of ECG and Body Temperature Signals", IEEE LATIN AMERICA TRANSACTIONS, vol. 11, No. 1, pp. 314, febrero, 2013.
- [2] G. Avendaño, Conferencia: "Las últimas tendencias mundiales en tecnología de equipo médico, especialmente point of care and home care". XXXVII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, Octubre, 2014.
- [3] P. Dedhia, "Solar Powered Pulse Oximeter and Heart Rate Meter" [online]. Cornell University, Ithaca, Nueva York, Estados Unidos, Junio, 2012. Disponible en: [http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/f2012/prd47/PulseOximeter/Pulse\\_ox.html](http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/f2012/prd47/PulseOximeter/Pulse_ox.html)
- [4] J. K. VASAN, "Pulse oximetry basics and MCUs" [online]. EDN Network, Estados Unidos, Diciembre, 2013. Disponible en: <http://www.edn.com/design/medical/4425641/Pulse-oximetry-basics-and-MCUs>
- [5] D. C. Godoy León, "Proyecto diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales, unidad modular de temperatura corporal" [online]. Disponible en: <http://www.dalcame.com/wdescarga/temperatura.pdf>