



Arquitectura de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores

Humberto Cervantes de Ávila, Juan Iván Nieto Hipólito, Juan de Dios Sánchez López
Miguel Enrique Martínez Rosas, Aram Hawa Calvo

An e-Health architecture based on wireless sensors network

Recibido: septiembre 2, 2012

Aceptado: octubre 13, 2012

Palabras clave: Redes inalámbricas de sensores, e-Salud, redes inalámbricas de área personal.

Abstract:

In this paper, we present an architectural approach based on Wireless Sensor Network for health care and the progress that it has. The proposed architecture consists of wearable sensor nodes, a bridge 802.15.4/IEEE 802.11, a local server and a remote server (physician server). This architecture allows the monitoring of physiological variables in patients about their daily lives, both at home or in a building that has the proposed infrastructure. The variables that currently can be monitored through the implemented architecture are: temperature, heart rate and electrocardiogram (ECG), also includes the measurement of context variables (lighting, room temperature and humidity), all these variables are transmitted through of a wireless sensor network to a sink node and displayed on a PC.

Keywords: Wireless sensor networks; e-Health; wireless personal area networks; health monitoring.

LOS avances en la tecnología de sensores, comunicaciones inalámbricas, tecnologías de la información y comunicación (TIC), en general, dan oportunidad a nuevos modelos de prestación de asistencia sanitaria y herramientas de gestión de la enfermedad, que permiten extender la vida independiente en el hogar y mejora de la calidad de vida de los individuos [1].

Las redes inalámbricas de sensores (WSN por sus siglas en inglés) pueden proporcionar capacidades valiosas para la vigilancia continua y la monitorización remota, ya que los dispositivos inalámbricos pueden integrarse con una amplia variedad de sensores ambientales y médicos. En aplicaciones de asistencia sanitaria, las WSN son utilizadas para recopilar los datos de forma automática, lo que permite el cuidado diario, y el seguimiento y diagnóstico médico longitudinal [2]. La posibilidad de almacenar variables fisiológicas en condiciones de vida cotidiana pueden ser especialmente útiles en la gestión de enfermedades crónicas o problemas de salud, tales como: presión arterial alta, diabetes, anorexia, dolor crónico u obesidad severa. Por otra parte, el seguimiento a largo plazo de la salud puede ser útil para la medición de los efectos del tratamiento, en situaciones en las que los sujetos realizan su vida cotidiana. La utilización de las WSN como parte de las TIC para aplicaciones en el cuidado de la salud posibilita la implementación de sistemas denominados de e-salud.

E-salud es un campo emergente en la intersección de la informática médica, la salud pública y los negocios [3]. El

término e-Salud se refiere a los servicios de salud y a la información transportada a través de Internet y de las tecnologías relacionadas. Abarca los aspectos que tengan que ver con el cuidado de la salud, desde el diagnóstico hasta el seguimiento de los pacientes. Esta nueva área tiene la posibilidad de mejorar la accesibilidad a los servicios médicos, reducción de tiempos de respuesta, implementación de alertas, mejora la efectividad del diagnóstico o terapia, reducción de costos en el cuidado y monitorización médica, pero sobre todo mejorar, la calidad de vida de los pacientes con padecimientos crónicos. En este artículo se presenta una arquitectura basada en redes inalámbricas de sensores para el cuidado de la salud. Se muestra las estructuras propuestas del sistema llevable que deberá ser portado por el paciente a monitorizar, las variables fisiológicas que se tienen implementadas bajo la arquitectura propuesta y los resultados que se tienen hasta el momento.

Arquitectura Propuesta

La arquitectura propuesta en este trabajo está soportada principalmente por el sistema llevable que será portado por el paciente, este sistema está compuesto por un conjunto de nodos sensores que se encargan de medir las variables fisiológicas deseadas. El sistema llevable, se plantean dos posibles escenarios, con el fin de mantener al mínimo la necesidad de cableado. El primero de ellos es la representada por la Fig. 1a, en la cual se forma una red de área corporal inalámbrica (WBAN, por sus siglas en inglés) en la que cada sensor se comunica a un concentrador y éste es el responsable de enviar toda la información recabada a un puente IEEE 802.15.4/802.11 (WSN/Wi-Fi).

En la segunda opción (ver Fig. 1b) cada nodo sensor se comunicará directamente con el puente WSN/Wi-Fi, lo que implica que si existen n usuarios, cada uno con m nodos sensores, se tendrán $n \times m$ enlaces. Esta posibilidad podría, en primera instancia, tener problemas con el acceso al canal, ya que habrá $m \times n$ enlaces que tendrán que compartir el mismo canal de comunicación, otro posible problema sería el direccionamiento del usuario, ya que se tendrá que direccionar diferentes sensores para el mismo usuario. La principal ventaja de esta estructura, es que en el caso de una falla en un nodo, no se compromete de manera total la monitorización de la persona, ya que únicamente la variable medida por el nodo sería la que no se podría monitorizar, en cambio, en la opción 1, si el nodo concentrador falla, es imposible

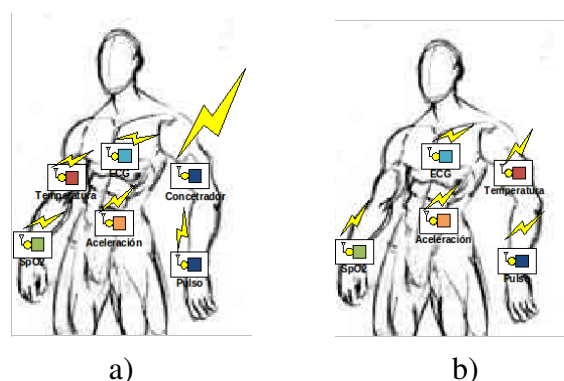


Figura 1. Estructura del sistema llevable: (a) WBAN, (b) Comunicación directa con el puente.

realizar la monitorización de todas las variables. Otra ventaja de la segunda opción, es que es más fácil garantizar un bajo consumo de energía, ya que los nodos únicamente estarían despiertos al momento de medir y transmitir la información, mientras que en la primera opción, hay que asegurar la sincronía en la transmisión/recepción entre los nodos y el coordinador para tener el menor consumo de energía, así mismo, la utilización de un concentrador aumenta el costo del sistema. La arquitectura deberá estar instalada en el hogar, hospital o edificio, por lo que es importante la monitorización del entorno, ya que las variables fisiológicas por sí mismas pueden generar falsas detecciones debido a la actividad física y cambios emocionales del usuario; por ejemplo, los cambios repentinos en el pulso cardíaco pueden ser debidos al ejercicio en lugar de una arritmia. Por este motivo, se incluirán variables conscientes del contexto como son aceleración, para conocer la actividad que realiza el paciente, la temperatura, humedad e iluminación ambiental, para conocer las condiciones ambientales a la cuales está expuesto. La arquitectura general del proyecto se muestra en la Fig. 2. El sistema de e-salud establece una red que consiste de los sistemas de monitorización que se conectan a través de internet a un servidor médico. Cada usuario lleva un número de sensores que se colocan de forma estratégica en su cuerpo. Estos sensores tienen la función de medir los signos vitales y de transferir los datos de forma inalámbrica al servidor local. El manejo de la información es realizado a través de un servidor local, el cual permite configurar los sensores, proporcionar una interfaz gráfica y audible del estado de los pacientes, enviar toda la información al servidor médico y, en el caso de que la conexión a Internet se

perda actuará como memoria temporal, de tal forma que al restablecerse la conexión el servidor local enviará la información que previamente no pudo enviarse.

El servidor médico mantendrá los archivos electrónicos de los pacientes y proveerá diferentes servicios a los usuarios, médicos y personal de salud. El servidor médico es responsable de autenticar usuarios, aceptar los datos provenientes del sistema de monitorización, dar formato e insertar la información en el registro médico correspondiente, analizar patrones y reconocer anomalías, y transmitir nuevas instrucciones a los pacientes, tal como nueva dosificaciones de medicina. El médico de un paciente, podrá acceder a los datos desde su oficina o cualquier otro lugar a través de internet, y podrá examinar la información para asegurarse que el paciente está dentro de los rangos esperados y que está respondiendo al tratamiento.

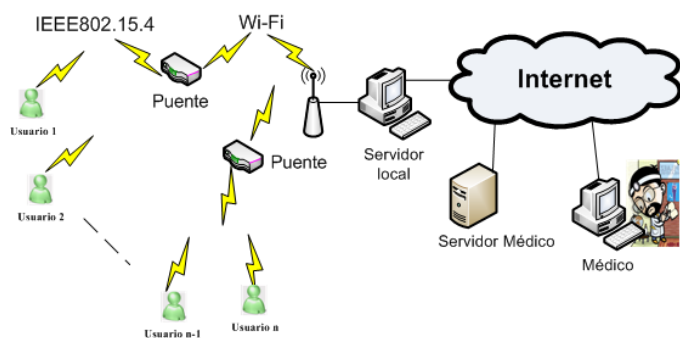


Figura 2. Arquitectura del sistema de e-Salud.

NODOS Y HARDWARE

La medición de los parámetros fisiológicos y la implementación de la WSN están basadas en un módulo de la compañía Panasonic (PAN802154). Estos módulos están diseñados con los componentes necesarios para funcionar como dispositivos en una LR/WPAN (Low Rate Wireless Personal Area Network), tanto como coordinador, enrutador o nodo. Estos módulos están equipados con el microcontrolador MC9S08GT60 y el transceptor MC13192 de Freescale©. Las principales características con las que cuentan estos módulos son [4]:

Soporte completo a aplicaciones Simple MAC, 802.15.4 y Zigbee. Banda de trabajo ISM a 2.4 GHz con 16 canales. Transmisión a 250 Kbps. Puerto RS-232, convertidor A/D de 10 bits con dos entradas analógicas y 8 puertos digitales

de entrada/salida. Potencia de salida de 0 dBm y sensibilidad de -92 dBm al 1 Antena impresa en la tarjeta con posibilidad de conectar una antena externa. Alimentación de 2.2 a 3.4 Vdc, con consumo de 35 mA y 5 μ A en bajo consumo. Actualmente se tienen implementados la medición de las variables fisiológicas para pulso, temperatura corporal y electrocardiografía (ECG por sus siglas en inglés), así como las variables de contexto para temperatura, humedad e iluminación ambiental. Además, se tiene conformada una WSN tipo estrella donde la información se transmite de los nodos a un nodo sink, el cual colecta la información y la envía, a una computadora a través del puerto serie. Este nodo sink será parte del puente WSN/Wi-Fi.

Pulsímetro

El sistema desarrollado para la medición del pulso, está basado en la pulsioximetría. Un pulsioxímetro, es un dispositivo médico no invasivo usado para medir continuamente el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina (Hb) en la sangre. La propiedad física fundamental que permite al pulsioxímetro medir la saturación de oxígeno es que la hemoglobina absorbe cantidades variables de luz en función de su saturación con oxígeno. La Oxihemoglobina (HbO₂) no absorbe mucha luz roja, pero conforme la saturación de oxígeno en la hemoglobina cae, más y más luz roja es absorbida [5]. La absorbancia de las longitudes de onda tiene un componente pulsátil, que es debida a las fluctuaciones en el volumen de sangre arterial entre la fuente y el detector. Bajo este principio es posible medir el pulso de una persona utilizando para ello un emisor infrarrojo (IR), un detector y la circuitería apropiada.

En la [6] se muestra el diagrama a cuadros del medidor de pulso implementado. Para la implementación de la punta del sensor de pulso se utilizó un LED IR con número de parte UT6W85 y un detector UT6W93. La señal de salida del detector se introduce a un seguidor de voltaje que incluye un filtro de tipo pasa altas. El circuito descrito se implementó con dos amplificadores operacionales LM324. Posteriormente se tiene una etapa de amplificación no inversora con una ganancia de 13 y por último, con el fin de eliminar componentes de alta frecuencia (principalmente ruido de 60Hz) se diseñó un filtro pasa bajas Butterworth con una frecuencia de corte de 10 Hz. La Fig. 4 muestra el circuito impreso del pulsímetro y la implementación de la punta que contiene el emisor y foto detector. Para el medidor de pulso,

se desarrolló un algoritmo que obtiene un nivel de referencia a través del promedio entre los valores máximo y mínimo de un pulso, a partir de esta referencia se crea un nivel de histéresis que permite detectar el inicio de un pulso ya sea en el instante ascendente o descendente del mismo. Una vez que se tiene un cruce por el valor de histéresis, se calcula la duración del pulso y se almacena como valor presente, este valor se promedia con los dos valores inmediatos anteriores (siempre y cuando no esté fuera del rango establecido), dicho promedio corresponde al valor medido del pulso.

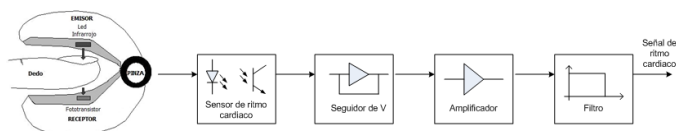


Figura 3. Diagrama a cuadros del medidor de pulso.

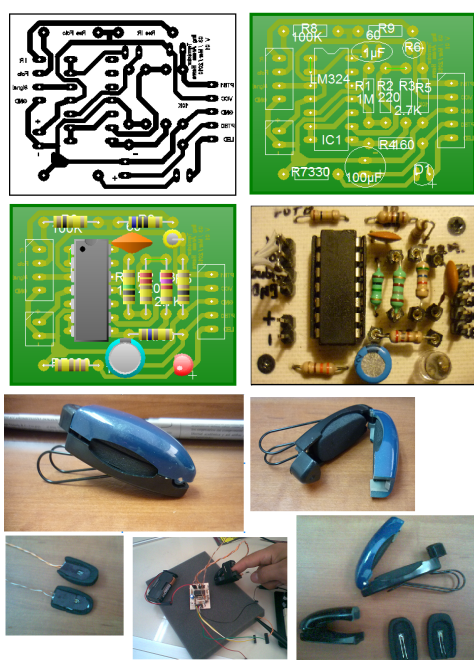


Figura 4. Circuito impreso y sonda del pulsímetro.

Termómetro corporal

El medidor de temperatura corporal implementado se basó en un sensor infrarrojo (IR) para aplicaciones médicas. Las características principales de este sensor son: encapsulado

TO-39, calibrado de fabrica, alta exactitud $\pm 0.10^{\circ}\text{C}$, resolución 0.02°C , interface SMBus (System Management Bus), voltaje de operación de 3V, 2 mA máximo en operación y $6\ \mu\text{A}$ en reposo. En este sensor se encuentra integrado una termopila, un amplificador de bajo ruido, un convertidor A/D de 17 bits y un Procesador Digital de Señales (DSP por sus siglas en inglés), lo que permite obtener alta exactitud y resolución, sin necesidad de prácticamente ninguna circuitería externa (a excepción de una resistencia de pull-up de $3.3\ \text{K}\Omega$ y un capacitor de desacoplo de $0.1\ \mu\text{F}$).

Electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo desarrollado, se realizó teniendo como objetivo la obtención de un electrocardiograma que permitiera ser utilizado para fines de monitorización, por lo cual el ancho de banda se limitó de 0.5 a 100 Hz (a diferencia de un ECG clínico cuyo ancho de banda típico se extiende de 0.05 a 150 Hz), así mismo, se diseñó para poder operar con una sola fuente de voltaje de 3V. El electrocardiógrafo tiene que ser capaz de manejar señales muy pequeñas del intervalo de 0.5 mV a 5.0 mV, combinadas con una componente de corriente directa (dc) de hasta $\pm 300\ \text{mV}$ (resultado del contacto del electrodo con la piel), más una componente de hasta 1.5 V, resultado de potencial entre los electrodos y la referencia [7]. La implementación del electrocardiógrafo se basó en el diagrama a cuadros mostrado en la Fig. 5.

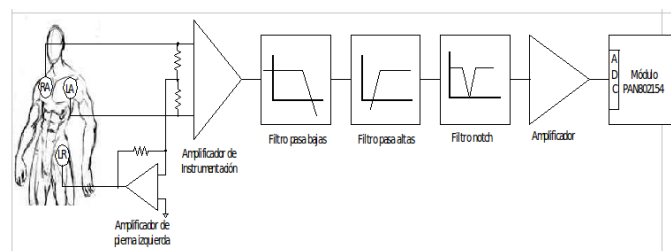


Figura 5. Diagrama a cuadros del electrocardiógrafo.

La primera etapa del ECG se implementó a través de un amplificador de instrumentación, ya que al trabajar en modo diferencial, permite reducir la señal de modo común obtenida en los electrodos, logrando con ello cancelar el ruido generado en los mismos. Se seleccionó un amplificador con características de: CMR (rechazo de modo

común) de 114 dB, voltaje de operación de 2.5 a 5 V y offset de 100 mV. Este amplificador se diseño con una ganancia $G1 = 17$. El circuito manejador de pierna izquierda se encarga de invertir el promedio de la señal de modo común y posteriormente “inyectarla” al paciente a través del tercer electrodo localizado en el abdomen inferior izquierdo. Esta configuración permite aumentar el rechazo de modo común y eliminar, en la medida de lo posible, las variaciones en dc presentes en los electrodos. Para reducir las diferencias potencial de offset entre los electrodos (lo que puede saturar al amplificador de instrumentación) se utilizó otro amplificador operacional que permite la realimentación de los potenciales de corriente directa hacia el amplificador de instrumentación.

Para limitar el ancho de banda del ECG se utilizó un filtro pasa bajas y un filtro pasa altas, cuyas frecuencias de corte se calcularon a 0.05 Hz y 100 Hz respectivamente. La etapa de filtraje incluye un filtro rechaza banda (notch) de 60 Hz de segundo orden [8], el cual tiene la función de reducir interferencia producida por el señal de corriente alterna (ac) presente en el ambiente, la cual es captada por el cuerpo y la cual es la principal contribución de ruido en un ECG.

Una vez filtrada la señal, es nuevamente amplificada con el fin de obtener una mayor ganancia y poder conseguir la excursión deseada. Debido a que el voltaje de alimentación utilizado es de 3 V, se seleccionó una excursión de 2.8 V. Suponiendo el máximo voltaje de entrada en los electrodos como 5mV, la ganancia total para la excursión deseada será de:

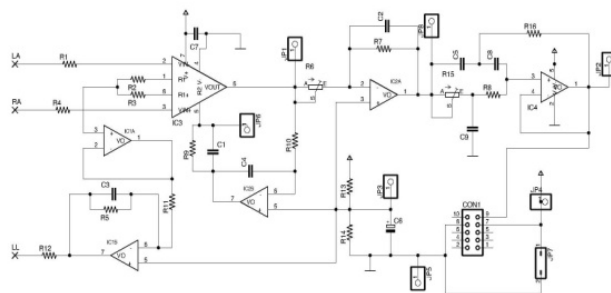
$$GT = V_{sal}/V_{in} = 2.8V/5mV = 560. \quad (1)$$

Debido a que la ganancia del amplificador de instrumentación $G1$ fue de 17 (como se mencionó anteriormente), por lo tanto la ganancia del segundo amplificador deberá ser de:

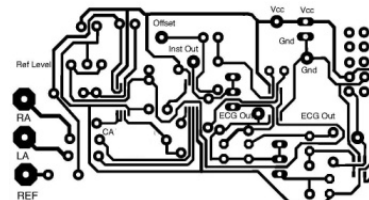
$$G2 = GT/G1 = 560/17 = 32.9 \quad (2)$$

Para $G2$ se seleccionó una ganancia de 33; sin embargo, con el fin de poder ajustar la ganancia total en esta última etapa, se utilizó un potenciómetro en el lugar de una resistencia. En la Fig. 6 se muestra el diagrama y circuito impreso del ECG desarrollado.

Para poder integrar el ECG a la WSN, se programó el módulo PAN802154 para obtener una frecuencia de muestreo de 250 Hz. El ADC del módulo, se configuró con una resolución de 10 bit, justificación a la derecha y



(a) Diagrama esquemático



(b) circuito impreso

Figura 6. Electrocardiógrafo

se habilitó el canal 0 para la conversión. Cada 4 ms se toma una muestra del ADC y se almacena en una memoria buffer para formar un paquete de 60 bytes de datos; el tamaño del paquete fue establecido de acuerdo a [9], en donde a partir de análisis se estableció un tamaño de paquete de entre 40 y 60 bytes como el óptimo para obtener una baja latencia y una tasa de entrega de paquetes aceptable para un ECG en aplicaciones de WSN.

Variables de contexto

Como se mencionó anteriormente, conocer las variables ambientales (variables de contexto) es importante ya que permite establecer las condiciones en las cuales el paciente está desarrollando su actividad cotidiana. Actualmente se tiene variables de contexto para la iluminación, temperatura y humedad ambiental, faltando por desarrollar el medidor de aceleración que permitirá conocer inferir la actividad física que desarrolla el paciente.

Para la medición de temperatura y humedad ambiental se seleccionó el sensor digital SHT11, el cual tiene como características: alimentación de 2.2 - 5V, consumo en operación 550 μA y en reposo 1 μA , exactitud: $\pm 0.4^\circ C/\pm 3.0\% RH$, resolución de 8 o 12 o 14 bit para la T y 12 bit para la RH, y comunicación serie propietaria. Para el sensor de iluminación se seleccionó el sensor TSL2550 el cual presenta las siguientes características: alimentación de 2.7 a 5V, con-

sumo en operación de 0.6 mA y en reposo de 10 μ A, y comunicación SMBus. Estos dos sensores se seleccionaron principalmente por su bajo consumo en reposo y por no requerir circuitería externa adicional para su funcionamiento.

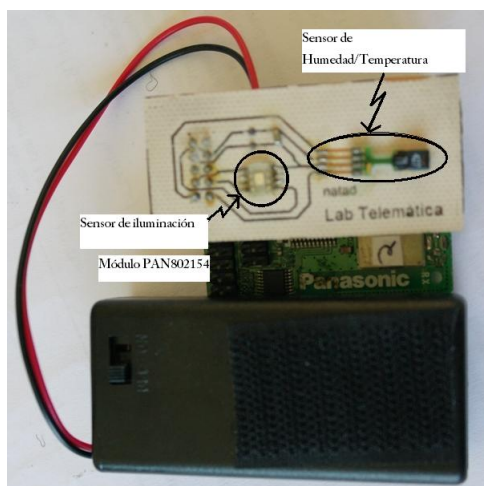


Figura 7. Módulo de medición de variables ambientales.

Estos sensores serán colocados en el módulo PAN802154 utilizado en el puente WSN/Wi-Fi. Puesto que el sensor TSL2550 tiene como interfaz el ducto SMBus se retomaron las rutinas realizadas para leer el sensor de temperatura infrarrojo, mientras que para el SHT11; al tener una interfaz propietaria, se tuvo que desarrollar la interfaz de comunicación a través de programación. La Fig. 7 muestra la tarjeta con los sensores de humedad y temperatura conectados a un módulo PAN802154 a través del conector J3.

RESULTADOS

Pulsímetro

Para comprobar el funcionamiento del pulsímetro (denominado SBP – Sistema Bajo Prueba), se compararon sus resultados contra un pulsioxímetro médico marca Nonin modelo 9600 y un pulsímetro comercial de tipo reloj de pulsera con banda en el pecho marca Sigma modelo PC3. Las pruebas se desarrollaron en un individuo en estados de relajación y agitación, tomando muestras a durante 15 minutos. La Fig. 8 muestra los resultados de la prueba, en ella se puede ver que el pulsímetro desarrollado muestra un mejor comportamiento que el pulsímetro sigma comparados al pulsioxímetro médico.

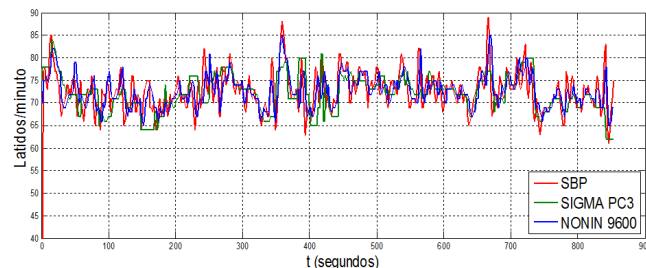


Figura 8. Comparación del Pulsímetro contra dispositivos comerciales.

Termómetro corporal

Las pruebas del termómetro corporal se realizaron, comparando los valores medidos por el termómetro infrarrojo implementado (denominado IR) colocado en el oído, contra un termómetro oral personal marca Citizen modelo CT-513. Se tomaron muestras por la mañana en una persona sana a un intervalo de 5 minutos, ya que el termómetro comercial requiere de tres minutos para poder establecer el valor de medición. La muestra los resultados de la medición, en esta figura se puede observar que el termómetro IR presenta mayores variaciones, esto es debido principalmente a que actualmente no se ha diseñado y construido la punta de medición para el sensor, lo que no permite una posicionamiento preciso para la medición.

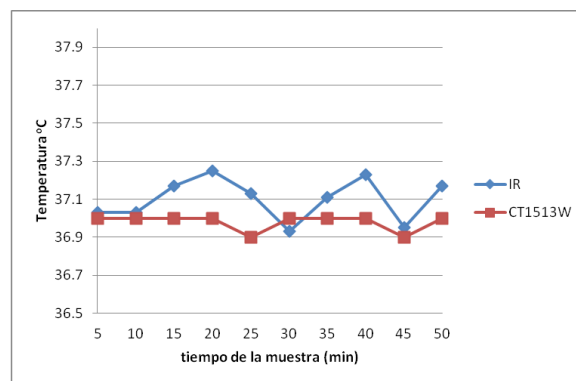


Figura 9. Comparación del medidor IR vs termómetro comercial.

Electrocardiógrafo

El funcionamiento del electrocardiógrafo se comprobó en una persona adulta, colocando electrodos en la muñeca

derecha e izquierda y el de referencia en el abdomen inferior izquierdo, como se muestra en la Fig. 5. En la Fig. 10 se muestra la señal a la salida del amplificador de instrumentación y la salida del ECG, estas señales fueron obtenidas a través de un osciloscopio digital Tektronix MSO2012, el cual tiene la capacidad de almacenar la pantalla en una memoria USB, el canal 1 del osciloscopio (color amarillo) está configurado como entrada ac y 2 mV por cuadro, el canal 2 (color azul) está configurado en dc y 1 V por cuadro, mientras que el tiempo se configuró para medir 400 ms por cuadro. En esta figura se muestra en la parte superior la salida del amplificador de instrumentación; esta señal está montada en un nivel de cd de 1.5 V por lo que para poder observar la salida del amplificador de instrumentación se tuvo que configurar el canal para una medición en ac, se puede observar que la señal se encuentra prácticamente enmascarada en ruido, por lo que es imposible observar la señal típica de un ECG. En el trazo inferior de la Fig. 10 se muestra la salida del ECG, esta señal pasó a través de los filtros pasa bajas, rechaza banda y pasa altas, así como del amplificador de ganancia, se observa claramente la señal de un ECG, la excursión de salida del ECG es de aproximadamente 2 V montada en un nivel de corriente directa de 1.5V, con lo cual se tiene una señal apropiada para introducirla al ADC del módulo PAN802154 y a su vez transmitirla a través de la WSN una vez hechos los paquetes de 60 muestras.

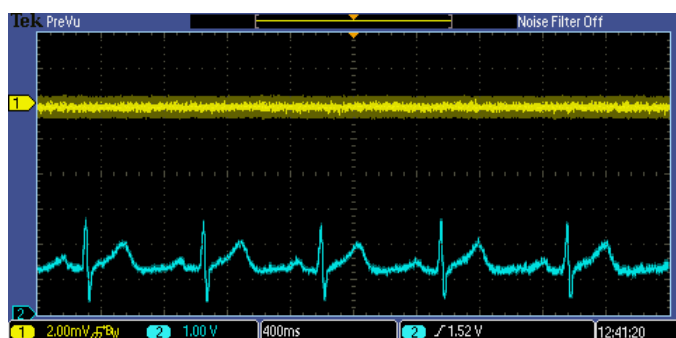


Figura 10. Señal del ECG.

CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó la propuesta de una arquitectura de e-salud basada en redes de inalámbricas sensores (WSN), se describió el funcionamiento de la arquitectura y

se presentó el avance que se tiene en cuanto a la medición de parámetros fisiológicos y de contexto. Actualmente se tiene implementado la medición de temperatura corporal, pulso y electrocardiografía. Estas variables son ya transmitidas a través de una red WSN bajo el estándar IEEE802.15.4 hacia un nodo sink en una red tipo estrella; el nodo sink se encuentra conectado a una computadora a través del puerto serie con el fin de obtener la información que se envía de cada nodo sensor. Los módulos de medición (nodos de la WSN) se encuentran en fase de prototipos, requiriéndose trabajo futuro para que realmente el paciente pueda portar los nodos de forma discreta. En el caso de ECG, se requiere trabajar con electrodos de tela (ver [10]) con el fin de permitir mayor comodidad al paciente. Para el medidor de temperatura hay que diseñar la fixtura de sensor que permita la colocación precisa y fácil dentro del oído con el fin de mejorar la exactitud de las mediciones.

Respecto a la arquitectura propuesta en la Fig. 2, en [11] se muestra el diseño e implementación del puente WSN/Wi-Fi, en esta publicación se hace un análisis del funcionamiento del mismo, obteniéndose resultados satisfactorios en término de la eficiencia de entrega de paquetes; sin embargo, falta la integración del puente al sistema de monitorización. En lo que respecta al servidor médico y servidor local, en [12] se desarrolló un sistema multicapa para manejar la comunicación entre los nodos y un sistema de base de datos, además se estandarizó la estructura de la carga útil del paquete WSN que se manejará dentro de la arquitectura de e-salud; sin embargo, este sistema obtiene la información del puerto serie de la computadora, por lo cual habrá que cambiar la interfaz serie por una interfaz que funcione a través de TCP/IP.

Bibliografía

- [1] Ilka Korhonen, Juha Pärkkä and Mark Van Gils, "Health Monitoring in the Home of the Future," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, pp. 66-73, may/june 2003.
- [2] A. Wood, G. Virone, T. Doan, Q. Cao, L. Selavo, Y. Wu, L. Fang, Z. He, S. Lin, J. Stankovic, "ALARM-NET: Wireless Sensor Networks for Assisted-Living and ALARM-NET: Wireless Sensor Networks for Assisted-Living and," Department of Computer Science, University of Virginia., 2006.

- [3] David Malan, Thaddeus Fulford-jones, Matt Welsh and Steve Moulton, "CodeBlue: An ad hoc sensor network infrastructure for emergency medical care," In International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2004.
- [4] Daniel Ortiz Barredo, Miguel E. Martínez Rosas, Humberto Cervantes de Ávila, Eduardo A. Murillo Bracamontes, Carlos Gómez Agis, "Sistema Mejorado de Telemetría de Bajo Costo para Aplicaciones Agrícolas," in IV Semana Nacional de Ingeniería Electrónica SE-NIE08, Agascalientes, Ags., 2008.
- [5] D. V. Kamat, "Pulse Oximetry," in Indian Journal of Anaesthesia, 2002.
- [6] Aram Hawa Calvo, Tesis de Maestría Sistema de Monitorización de Signos Vitales, Ensenada, B.C., 2010.
- [7] Enrique Company-Bosch and Eckart Hartmann, "ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter," Analog Dialogue, vol. 37, 2003.
- [8] David E. Johnson and John L. Hilburn, "Rapid Practical Design s of Active Filters," John Wiley & Sons, 1975, pp. 206-213.
- [9] Xuedong Liang and Ilanko Balasingham, "Performance analysis of the IEEE 802.15. 4 based ECG monitoring network," Proceedings of the 7th IASTED International Conferences Wireless and Optical Communications, pp. 99-104, 2007.
- [10] S. Suave Lobodzinski and Michael M. Laks , "Comfortable textile-based electrocardiogram systems for very long-term monitoring," Cardiology Journal, vol. 15, no. 5, p. 477 a 480, 2008.
- [11] Ignacio Eduardo Lerma González, Tesis de Maestría, Puente Wi-Fi/WSN, Ensenda, B.C.: Facultad de Ingeniería, 2010.
- [12] Arturo Jesús La Flor Hernández, Tesis de Maestría Sistema Multicapa que Establece Comunicación Confiable entre un sitio WEB y una Red de Sensores Inalámbrica Basada en el Estándar IEEE 802.15.4, Ensenada, B.C.: Facultad de Ingeniería, 2010

Acerca del autor o autores

Humberto Cervantes de Ávila es Profesor/Investigador de la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño en la Universidad Autónoma de Baja California, trabaja como asociado en el cuerpo académico de Telemática.

Juan Iván Nieto Hipólito es Profesor/Investigador de la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño en la Universidad Autónoma de Baja California, es el líder del cuerpo académico de Telemática.

Juan de Dios Sánchez López es Profesor/Investigador de la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño en la Universidad Autónoma de Baja California, es miembro del cuerpo académico de Telemática.

Miguel Enrique Martínez Rosas es Profesor/Investigador de la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño en la Universidad Autónoma de Baja California es el líder del cuerpo académico de Comunicaciones e Instrumentación Electrónica.

Aram Hawa Calvo es Profesor de Asignatura de la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño en la Universidad Autónoma de Baja California.