

# Analysing the Energy Consumption of a Network of Wireless Biomedical Sensors in Electrocardiogram

Rosa Franco <sup>1</sup>, and Héctor Poveda, PhD<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad Tecnológica de Panamá, Panamá, rosagfrancov13@gmail.com, hector.poveda@utp.ac.pa

*Abstract— Biomedical wireless sensor networks have emerged due to the need to collect medical data from patients faster. One of the key features of these networks should be a low power consumption. ZigBee and Bluetooth Low Energy (BLE) technology is characterized by low power consumption and low data transfer to a small area of coverage, which is suitable for wireless biomedical applications. For this reason, this paper presents a study and analysis of BLE and Zigbee technologies in network of wireless biomedical sensors implemented in the human body for sending data to a mobile device, through an application that displays the results of an electrocardiogram. The main contribution of this paper is to encourage engineers to implement these technologies in wireless sensor networks. Another aim is to encourage researchers and scientists to innovate in the development of methods to reduce energy consumption in wireless biomedical sensor network.*

*Keywords— Biomedical wireless sensor networks, ZigBee, Bluetooth Low Energy, Electrocardiogram, Power, Quality of Service*

**Digital Object Identifier (DOI):** <http://dx.doi.org/10.18687/LACCEI2015.1.1.035>

**ISBN:** 13 978-0-9822896-8-6

**ISSN:** 2414-6668

**13<sup>th</sup> LACCEI Annual International Conference:** “Engineering Education Facing the Grand Challenges, What Are We Doing?” July 29-31, 2015, Santo Domingo, Dominican Republic

# Analizando el consumo energético de una red de sensores inalámbricos biomédicos en un Electrocardiograma

Rosa Franco, and Héctor Poveda, PhD  
rosagfrancov13@gmail.com, hector.poveda@utp.ac.pa  
Universidad Tecnológica de Panamá, Panamá

**Resumen:** Las redes inalámbricas de sensores biomédicos han surgido debido a la necesidad de recopilar datos médicos de los pacientes con mayor rapidez. Una de las principales características de estas redes debe ser un bajo consumo de energía. Las tecnologías Zigbee y Bluetooth Low Energy (BLE) se caracterizan por un bajo consumo de energía, y baja transferencia de datos para una pequeña área de cobertura, lo cual resulta propicio para aplicaciones biomédicas inalámbricas. Por dicha razón, el presente trabajo presenta un estudio y un análisis de las tecnologías Zigbee y BLE en una red de sensores inalámbricos biomédicos implementados en el cuerpo humano para el envío de datos a un dispositivo móvil, mediante una aplicación que mostrará los resultados de un electrocardiograma. La principal contribución de este artículo es motivar a ingenieros a implementar estas tecnologías inalámbricas en las redes de sensores. Además, se pretende motivar a investigadores y científicos a innovar en el desarrollo de métodos que reduzcan el consumo energético en las redes de sensores inalámbricos biomédicos.

**Palabras Claves:** Redes inalámbricas de sensores biomédicos, Zigbee, Bluetooth Low Energy, Electrocardiograma, Potencia, Calidad de servicio

## I. INTRODUCCIÓN

Con el desarrollo de nuevas aplicaciones biomédicas se desea proveer calidad de servicios de salud a los seres humanos a través de un monitoreo continuo. Los sistemas de monitoreo de pacientes son utilizados para el análisis de las condiciones físicas y signos vitales, como electrocardiograma (ECG), temperatura corporal, electroencefalograma (EEG), saturación de oxígeno en la sangre, tasa de respiración, entre otros [1].

Este monitoreo continuo se puede realizar a través de redes inalámbricas de sensores biomédicos. Estas constituyen un conjunto de nodos conectados a una red o implantados dentro del cuerpo humano. Estos nodos utilizan sensores especializados para almacenar los datos correspondientes a los signos vitales de los pacientes [2]. Estos se caracterizan por la heterogeneidad de datos, movilidad de los pacientes y limitaciones de energía en nodos implantados. Por otra parte, debido a la naturaleza de los datos, se debe garantizar niveles altos de calidad de servicio (QoS) y eficiencia energética.

Más específicamente, se proponen diseños de sistema de monitoreo de electrocardiograma personal móvil, en donde el circuito de adquisición de la señal ECG se integra en un módulo que se comunica con un teléfono móvil a través de

Bluetooth. Belgacem y Bereksi-Reguig plantean un sistema cableado de electrodos en el pecho de un paciente. El sistema es alimentado por baterías de litio recargables e implementan una alarma de baja batería para su posterior reemplazo [3]. Otro prototipo diseñado en [4], estudia la implementación de un código para transmitir los datos de ECG a través de GPRS y evalúa la transmisión a un sitio web a través de una red celular.

En [5] y [6] se proponen diseños de sistema de monitoreo de ECG utilizando BLE con el objetivo de analizar el consumo de energía al transmitir datos inalámbricamente en comparación con el diseño antiguo implementado con Bluetooth Clásico. Park y Cho evalúan el rendimiento en la transmisión de datos ECG basado en la tasa de muestreo cuando los datos son transmitidos a un dispositivo inteligente utilizando BLE [5]. Zhou *et al* [6] propone un diseño de bajo consumo de energía, en donde se ahorra hasta un 75% de potencia en contraste a diseños previamente realizados.

Mientras que [7] y [8] eligen el protocolo Zigbee para la transmisión inalámbrica de datos en el sistema de monitoreo ECG tomando en cuenta las especificaciones de bajo consumo energético y bajo costo. Auteri, Roffia, Lamberti y Cinotti consideran que una relación entre la tasa de muestreo, el tamaño del buffer y la tasa de transmisión es relevante para la reducción del consumo de energía manteniendo una transmisión continua de datos [7]. Deshmukh, Nagekar y Harde consideran que para la elección de un sistema fiable, robusto y flexible deben tomarse en cuenta ciertos aspectos como la duración de la batería de los nodos remotos, la pérdida de datos, facilidad de creación de red y mantenimiento [8].

Nuestro estudio se basa en la comparación en términos de calidad de servicio y eficiencia energética de las tecnologías Zigbee y BLE utilizadas como medio de transmisión inalámbrica en un sistema de monitoreo ECG portátil, en donde los datos obtenidos del paciente se procesan en módulos de sensores con dichas tecnologías y posteriormente estos datos son enviados a una estación base para la revisión por parte del doctor.

En un ECG, los sensores son colocados en las extremidades y el pecho de la superficie corporal [9]. Estos sensores detectan las señales eléctricas de la actividad cardíaca del paciente. La información recolectada debe ser transmitida a un dispositivo móvil utilizando alguna tecnología

inalámbrica. Este sistema debe ser utilizado diariamente y durante un largo período de tiempo para la observación de cambios y detección de anomalías, de modo que se pueda ayudar y brindar una terapia temprana y adecuada.

El objetivo primordial de este artículo es evaluar dichas tecnologías y determinar la factibilidad de implementar alguna de ellas utilizando los dispositivos móviles. Además, se pretende motivar la investigación en temas relacionados con el consumo energético en las redes de sensores inalámbricos biomédicos.

A lo largo de este artículo, presentaremos las siguientes secciones: la primera sección muestra el impacto de los sensores biomédicos en las redes inalámbricas, la siguiente sección corresponde al funcionamiento y características básicas de un electrocardiograma junto con los sensores utilizados en la actualidad, la sección Elección de la tecnología adecuada mostrará las tecnologías elegidas para esta aplicación biomédica y un análisis comparativo de estas tecnologías en base al consumo de energía y la calidad de servicio. Las últimas secciones corresponden a las conclusiones referentes al análisis realizado en el artículo y las futuras tendencias en base al desarrollo de WBSN en aplicaciones biomédicas.

## II. IMPACTO DE SENSORES BIOMÉDICOS

El desarrollo de semiconductores y redes inalámbricas de sensores han originado los sensores biomédicos inalámbricos, siendo éstos elementos claves dentro de una red. Su función radica en la recolección de datos médicos de manera real, lo cual constituye una serie de beneficios para los pacientes debido al monitoreo continuo de señales fisiológicas [9].

La variedad de frecuencia y amplitud de las señales fisiológicas del ser humano es relativamente baja, según estudios previamente realizados, por lo que sería suficiente tanto una frecuencia de muestreo como una tasa de transmisión de datos baja.

Se han llevado a cabo implementaciones con la tecnología CMOS de circuitos integrados y tecnologías de detección no invasivas lo que ha permitido mayor auge dentro de las redes biomédicas inalámbricas.

El uso de los sensores depende exclusivamente de la aplicación y la infraestructura del sistema implementado, dando origen a una amplia gama de sensores disponibles, por ejemplo, acelerómetro y giroscopio, ECG, la electromiografía (EMG) y electroencefalografía (EEG), oximetría de pulso, respiración, dióxido de carbono, la presión arterial, azúcar en la sangre, la humedad y sensores de temperatura.

Pantelopoulos y Bourbakis, presentan un enfoque del desarrollo de sistemas de sensores portátiles para la vigilancia de la salud, ofreciendo soluciones de bajo costo, detección temprana y un mejor tratamiento de varias condiciones médicas. Sin embargo, aún están vigentes ciertas desventajas tecnológicas para que estos sistemas puedan ser fiables. Su trabajo se basa en el desarrollo de un sistema de sensores

portable en donde se abordan las características de desempeño del sistema portátil [10].

La miniaturización de los sensores constituye un factor importante dentro del diseño debido a que garantiza fiabilidad y alto rendimiento en la medición de parámetros fisiológicos humanos. Los microsensores junto con los microactuadores mezclan su tamaño con principios de operación eléctricas y mecánicas formando así los sistemas microelectromecánicos (MEMS). Dentro de los MEMS, se pueden encontrar los acelerómetros, giroscopios y electrodos utilizados para la adquisición de ECG y EEG, los cuales se han desarrollado mediante la fabricación de pequeños fragmentos en silicio o polímeros.

Un sensor típico está conformado por un sensor, transceptor de radiofrecuencia y memoria. La unidad de sensado posee un transductor, un filtro y un convertidor de analógico a digital (ADC). La función del sensor es convertir algún tipo de energía a señales analógicas, posteriormente filtrar dichas señales y digitalizarlas mediante el convertidor ADC.

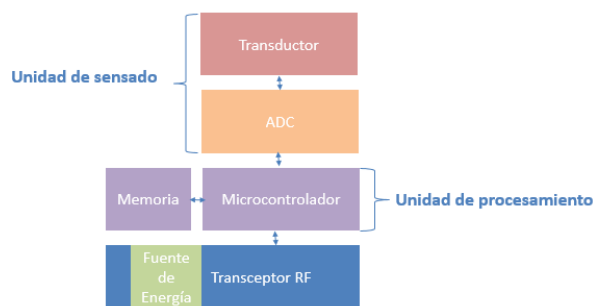


Fig. 1 Elementos de un nodo sensorial

## III. SISTEMA DE MONITOREO DEL ELECTROCARDIOGRAMA

El ECG constituye un registro gráfico que contiene las variaciones de potencial eléctrico de la actividad del corazón en un tiempo determinado. Factores como el ritmo cardíaco, funcionamiento y tamaño de las cavidades del corazón y músculo cardíaco son objeto de estudio dentro de esa prueba no invasiva del corazón [11].

Un ECG completo está constituido por la disposición de 10 electrodos: cuatro ubicados en las extremidades y seis en el pecho, produciendo doce vistas eléctricas del corazón (Figura 2) [11]. En contraste, el monitoreo del corazón incluye la medición del ritmo cardíaco, en donde sólo es necesaria la ubicación de 3 electrodos: brazo derecho, pierna izquierda y pecho izquierdo. Se planea implementar electrodos inalámbricos con la finalidad de evitar cableado innecesario. Estos electrodos serán modo parche, cada uno con una antena transmisora para comunicarse con el dispositivo móvil.

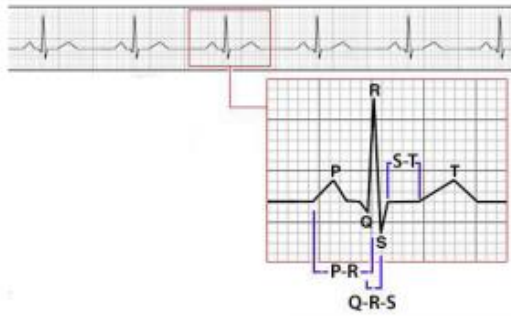


Fig. 2 Componentes del ECG

Durante la prueba de ECG, los parches son ubicados en la superficie de la piel para detectar los impulsos eléctricos generados por el corazón y grabados por una máquina ECG. Las indicaciones para el paciente van desde mantener una piel limpia y seca hasta permanecer sin movimiento durante 5-10 segundos con la finalidad de prevenir interferencias eléctricas.

El aparato utilizado en esta prueba es el electrocardiógrafo, encargado de detectar las señales eléctricas resultantes de la actividad cardíaca. Los electrocardiógrafos, por medio de los electrodos colocados en la superficie del cuerpo, detectan los potenciales eléctricos para la posterior medición de las diferencias de voltajes entre los electrodos.

Los diagnósticos que pueden obtenerse a partir de los resultados del ECG son arritmias, cardiopatías congénitas, dilatación cardíaca (aumento de las cámaras del corazón), infartos agudos o previos, entre otros. En este caso, el electrocardiógrafo será implementado en un dispositivo móvil, el cual servirá como receptor para la recolección de datos provenientes de las señales ECG.

Un sistema de monitoreo ECG inalámbrico se compone de cuatro subsistemas: electrodos ECG, muestreo de datos, transmisión inalámbrica e interfaz de usuario [12].



Fig. 3 Sistema de Monitoreo ECG

Para el diseño de este sistema se deben tomar en cuenta parámetros como ultra-portabilidad, alto rendimiento y bajo consumo de energía. La ultra-portabilidad es el requerimiento más crucial debido a que se está acostumbrado a implementar en los pacientes sensores que causan irritaciones en la piel y producen problemas de movilidad. El otro objetivo de diseño es el logro de un alto rendimiento de la red, en términos de baja latencia y tiempo real. Por otro lado, se requiere que el sistema presente bajo consumo de energía, lográndose esto mediante la miniaturización del sistema ya que el tamaño de una batería ocupa más de 50% de volumen del sistema y la elección de un transceptor de baja potencia, ya que según estudios previamente realizados es el elemento que consume más energía dentro de un sistema [13].

#### IV. ELECCIÓN DE UNA TECNOLOGÍA ADECUADA

Con el crecimiento de las tecnologías inalámbricas se ha desarrollado equipos ECG portables dado la evidencia del número de personas en el mundo que sufren ataques cardíacos sin la posibilidad de realizar chequeos médicos regulares. Ante la disponibilidad de protocolos inalámbricos de bajo consumo y alta flexibilidad es posible el desarrollo de múltiples equipos médicos para el hogar incluyendo ECG inalámbricos pero esto conlleva a nuevos retos. Para la elección de un protocolo inalámbrico robusto, confiable y flexible se debe tomar en cuenta cierto requerimiento como podemos mencionar: duración de la batería, pérdidas de transmisión a través del medio, emparejamiento de los dispositivos, área de cobertura, mantenimiento y creación de redes, retransmisión de datos sobre los nodos, seguridad, movilidad, interferencia entre otros [14].

Se han propuesto varios estándares de red inalámbrica para estas tecnologías como BLE, ZigBee, UWB (Ultra Wide Band) y Wi-Fi, los cuales son probablemente los más conocidos. Cada estándar tiene sus puntos fuertes en términos de área de cobertura, rendimiento, topología de red, seguridad y consumo de energía.

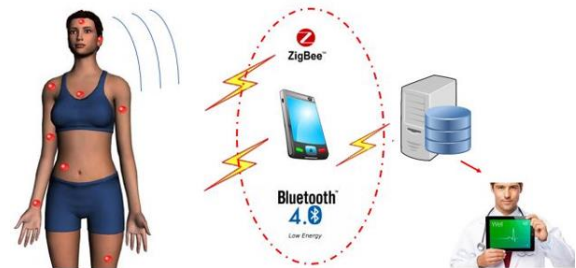


Fig. 4 Transmisión inalámbrica de datos médicos

Nos centramos en BLE y ZigBee, debido a su bajo consumo de energía y bajo costo. La característica relevante es que BLE presenta un mayor ancho de banda, 720 kbps cuando se compara con los 250 kbps disponibles utilizando ZigBee. Ambos estándares operan en el espectro sin licencia de 2.4 GHz de la banda ISM (Industrial, Scientific and Medical).

Con el fin de evitar interferencia en la banda ISM, BLE emplea las técnicas de salto de frecuencia de espectro ensanchado (FHSS) con 79 canales y ancho de banda de 1 MHz, mientras que ZigBee adopta espectro ensanchado de secuencia directa (DSSS) con 16 canales y ancho de banda de 2 MHz [15]. Ambos radios ajustan el nivel de potencia de transmisión haciendo referencia a la percepción de la calidad de servicio medida. Esto significa una mejor tolerancia de ruido para BLE, mientras que en el otro lado ZigBee presenta configuración de la red y el tiempo de acceso más rápido [16].

Como ya fue mencionado en la sección anterior, se debe elegir un sensor inalámbrico que cumpla con los requerimientos de diseño ideales para el monitoreo ECG. Tal es el caso, de Tmote Sky, Telos B y MICA2 [17], sensores que presentan interoperabilidad con Zigbee, rango de cobertura de

50 a 125 metros, bajo consumo de corriente, velocidad de transmisión de 250kbps y 10KB de RAM. En contraste, EcoBT y EcoSpire SimpleNode [18] son módulos de sensores que integran la tecnología BLE con una velocidad de transmisión de 1Mbps, un alcance de 10 metros, 8KB de RAM y una de sus características más atractivas es la directa compatibilidad con dispositivos móviles inteligentes con BLE habilitado como iPhone4S y iPad3.

Schwiebert, Gupta y Weinmann presentan como uno de los factores limitantes en cuanto a la funcionalidad de un sistema a la fuente de poder, debiéndose al tiempo de vida limitado de la batería [19].

Las WBSN tienen restricciones de energía; esto se debe tanto al tamaño físico del sensor como a la ausencia de cableado ya que sin cables sólo hay pocas opciones para el suministro de una fuente constante de energía. Como primera opción es tener una fuente de alimentación integrada, tal como una batería.

El consumo de energía se debe a procesos realizados en el nodo sensor como el procesamiento de la información y la comunicación de datos. Lo ideal es que la energía disponible pueda ser distribuida de manera uniforme entre los sensores ubicados en el paciente e incluso permitir que los nodos se recarguen simultáneamente, reduciendo así el uso de ancho de banda para la recarga.

En [20], [21] se realizaron experimentos con módulos RF Zigbee y BLE con la finalidad de obtener una comparación en cuanto a consumo de energía. Dichos estudios se llevaron a cabo con un tiempo de transmisión de 5 segundos, una potencia de transmisión de 0 dBm, la distancia entre el transmisor y el receptor fue de 30 cm, encriptación deshabilitada y el voltaje utilizado por cada módulo fue de 3.3 V, lo cual puede observarse en la Tabla 1 [19].

TABLA I  
CARACTERÍSTICAS DE LOS MÓDULOS RF

Parámetro	BLE	Zigbee
Sensibilidad Rx	-87dBm	-102dBm
Potencia Tx	0dBm	0dBm
Frecuencia	2.4GHz	2.4GHz
Chip Radio	CC2450	XBee S2
Programable	Sí	No
Período de anuncio	100ms	100ms
Período entre paquetes RF	100ms	100ms

Como se puede observar en la Figura 5 [21], BLE fue el protocolo más eficiente en relación al consumo de corriente. Si se calcula el promedio de cada señal se obtiene que el protocolo ZigBee consume mayor voltaje, dando por medio de la ley de Ohm, un mayor consumo de corriente. En el intervalo de 120 segundos, BLE fue el protocolo que menor consumo tuvo de corriente de 10.1  $\mu$ A en comparación con ZigBee que su consumió 15.7 $\mu$ A.

Es necesario recalcar que la potencia requerida por cada protocolo va a depender de muchos factores: módulo a utilizar, área de cobertura, razón de bit que se va a transmitir, entre

otros factores. Como la aplicación en donde se va a utilizar no requiere de grandes distancias, ni de altas velocidades de transmisión, la potencia no será de gran prioridad, pues sólo basta con adquirir un módulo que no consuma mucha energía y permita una duración prolongada de la batería.

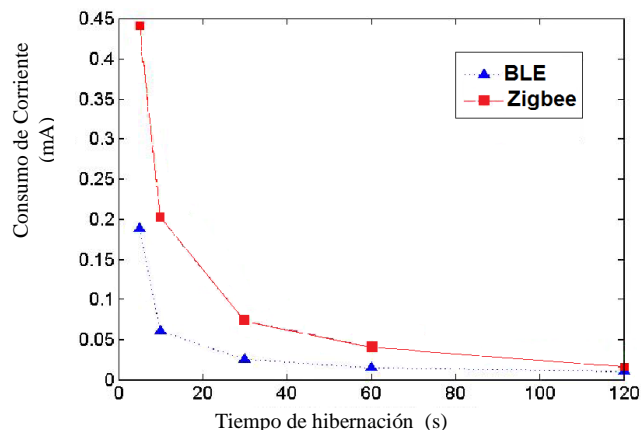


Fig. 5 Corriente promedio consumida por Zigbee y BLE

La calidad de servicio (QoS) representa tanto un requerimiento como un reto importante dentro de las WBSN, debido a esto consideramos que debe ser un factor de comparación dentro de los módulos con tecnología Zigbee y BLE.

En las WBSN existen muchas limitaciones, en donde el primer desafío es el desvanecimiento en donde se reciben varias versiones de la misma señal en el receptor. Si estas señales están fuera de fase entre sí o afectadas por el efecto Doppler, pueden interferir unas con otras.

Otra limitación en la calidad de servicio implica el retardo de propagación de la señal. La complejidad de ofrecer un buen servicio se incrementa con el uso de las redes inalámbricas y móviles [22]. Las aplicaciones médicas presentan requisitos de fiabilidad y entrega de datos, en donde los clientes o usuarios requieren de mediciones precisas y en tiempo real. Tal es el caso, de las aplicaciones de oximetría de pulso, en donde se miden los niveles de oxígeno en la sangre y cuyas mediciones deben ser visualizadas y actualizadas cada 30 segundos.

Dentro de los ambientes donde se utilizan estas tecnologías, existen factores como la presencia de puertas de metal y radiación en las salas de operaciones que ocasionan pérdidas de datos e interfieren en la entrega en tiempo real de la información.

En el monitoreo de ECG se generan datos con diferentes requerimientos de tráfico, los cuales contienen información vital e importante para los pacientes, por lo que es necesaria la evaluación del rendimiento de la red en base a ciertos parámetros que garanticen que dichos datos sean enviados satisfactoriamente al centro médico:

- **Latencia de extremo a extremo:** es la diferencia de tiempo que existe en que un paquete está listo para ser enviado a un nodo central hasta que alcanza el nodo central a

través de comunicaciones multi-hop. Es decir, es la suma de tiempo de muestreo de un paquete y del retardo de transmisión del paquete. El tiempo de muestreo es la cantidad de tiempo que el dispositivo muestrea la señal biomédica hasta que el número de muestras alcance un cierto límite.

- **Tasa de Entrega de Paquetes:** es la relación del número de paquetes recibidos con éxito en el nodo receptor por el número de paquetes enviados por el nodo. En caso de haber pérdidas de paquetes, éstas son causadas por colisión de paquetes, fallas en el canal y errores de transmisión debido al ruido térmico e interferencias externas.

- **Retardo de Transmisión:** es el tiempo necesario para transmitir un paquete desde el dispositivo de red hasta el coordinador de red, incluyendo el período de tiempo antes de intentar retransmitir, transmisión del paquete, tiempo de respuesta, transmisión ACK.

Al conocer los conceptos básicos de tráfico de datos anteriormente mencionados, surge con el objetivo de elegir el protocolo adecuado para la transmisión inalámbrica de datos, el enfoque propuesto por Gravogl, Haase y Grimm [23]. En este expone la banda de frecuencia que utiliza, la modulación, la velocidad de transferencia, así como características y limitaciones de los protocolos Zigbee y BLE, reflejadas en la Tabla II.

TABLA II  
RENDIMIENTO DE BLE VS ZIGBEE

Protocolos	Tasa de Transmisión	Latencia
BLE	1 Mbps	3 ms
Zigbee	250 Kbps	15 ms

## V. CONCLUSIONES

Actualmente las redes biomédicas de sensores inalámbricos han despertado gran interés debido a sus ventajas sobre redes cableadas, además de su portabilidad y fácil implementación, sin embargo, estas redes presentan grandes limitaciones en cuanto a consumo de energía, convirtiéndolo en su principal punto de estudio. Los estándares analizados en este artículo, ZigBee y BLE, son las tecnologías disponibles de bajo consumo actualmente en el mercado que pueden utilizarse para aplicaciones biomédicas, como el ECG, en donde cada sensor sobre el cuerpo humano necesita un transmisor, un receptor y una unidad de procesamiento, siendo estos los componentes principales que drenan la batería.

Por un lado, el tamaño de los sensores implementados en el cuerpo humano influye notablemente en el consumo de energía, por esto, los fabricantes de dispositivos electrónicos han estado trabajando en la reducción de los chips sensoriales.

Dentro de las aplicaciones ECG, los datos deben ser enviados y recibidos en tiempo real, por lo que se toman en cuenta parámetros fundamentales que garanticen la calidad de servicio de las tecnologías inalámbricas. La latencia de la tecnología BLE lo posiciona como el más viable para la

transmisión de los datos médicos del paciente, lo cual se expuso en la tabla de calidad de servicio previamente analizada. Sin embargo, Zigbee representa una alternativa para el auge en las aplicaciones biomédicas.

En un futuro se pretenden realizar modificaciones desde el punto de vista de procesamiento de señales y comunicaciones digitales de las tecnologías aquí mencionadas que permitan reducir aún más el consumo de energía en las redes de sensores inalámbricos biomédicos.

## VI. FUTURAS TENDENCIAS

Los análisis y pruebas realizadas en diversos sistemas con redes WBSN utilizando las tecnologías descritas han promovido futuras investigaciones para la mejora de parámetros en cuanto al consumo energético, vida útil de la batería de los dispositivos y calidad de servicio en la transmisión de datos.

Tanto para el control de calidad de servicio como para el bajo consumo de energía en las redes inalámbricas sensoriales biomédicas se desean evaluar los impactos entre las redes LAN, la tecnología Bluetooth y el ruido eléctrico causado por los diversos dispositivos médicos en los hospitales. Otra investigación tendrá un enfoque principal en las WBSNs con topología dinámica, analizando tanto el desempeño como la movilidad de los nodos sensoriales.

Tras el enfoque realizado acerca del monitoreo de señales biomédicas por medio de Bluetooth Low Energy, ha surgido la inquietud por mejorar ciertas restricciones como características de hardware del sistema con la disminución de sus dimensiones físicas, rendimiento del software, optimización de interfaz gráfica de usuarios, aumento del número de nodos, medidas de calidad y supervisión de más señales fisiológicas como EEG, temperatura, respiración, etc. Actualmente, se están llevando a cabo trabajos referentes al uso de teléfonos inteligentes Android como relés entre los sensores de ECG y las estaciones base ubicadas en carreteras. Con este enfoque, cada corredor debe llevar un Smartphone y el sensor de ECG, para que los datos del ECG se reciban y procesen continuamente por el Android.

La calidad de las mediciones se presenta como un reto en la WBSN debido a que muchas veces, las mediciones son tomadas en condiciones no oportunas, por esto se buscan técnicas para la validación automatizada de datos y claridad en las interfaces gráficas.

## AGRADECIMIENTOS

Deseo agradecerles a los estudiantes Juan Cedeño, Lorena Guardia y Martín Poveda por su contribución en la investigación para la realización de este proyecto.

## REFERENCIAS

- [1] A. Cohen, "Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis". The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, 2000, p.55.

- [2] E. Næss “Biomedical Wireless Sensor Network”, Nordic Innovation Center, pp. 3, 2007.
- [3] N. Belgacem, and F. Berekci-Reguig, “Bluetooth portable device for ECG and patient motion monitoring,” in *Nature and Technology*, vol. 4, pp.19-23, 2011.
- [4] J. Proulx, R. Clifford, S. Sorensen, D. J. Lee, and J. Archibald, “Development and evaluation of a Bluetooth EKG monitoring sensor,” in *Computer-Based Medical Systems*, June 2006. [19th IEEE International Symposium, pp. 507-511, 2006]
- [5] Y. Park, and H. Cho, “Transmission of ECG data with the patch-type ECG sensor system using Bluetooth Low Energy,” in *ICT Convergence*, October 2013, [International Conference, pp. 289-294, 2013]
- [6] B. Zhou, X. Chen, X. Hu, R. Ren, X. Tan, Z. Fang and S. Xia, “A Bluetooth low energy approach for monitoring electrocardiography and respiration,” in *e-Health Networking, Applications & Services (Healthcom)*, October 2013, [15th IEEE International Conference, pp. 130-134, 2013]
- [7] V. Auteri, L. Roffia, and T. Cinotti, “ZigBee-based wireless ECG monitor,” in *Computers in Cardiology*, 2007, pp. 133-136, September 2007.
- [8] N.R. Deshmukh, N. Nakegar, and A. Harde, “Wireless ECG Monitoring On Computer Using Zigbee Technology,” vol.18, pp.58-63, May 2014.
- [9] H. Ren, M. Meng and X. Chen, “Physiological information acquisition through wireless biomedical sensor networks,” in *Information Acquisition*, June 2005 [IEEE International Conference, p.6]
- [10] A. Pantelopoulos and N. Bourbakis, “A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis,” in *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews*, October 2009 [IEEE Transactions, vol. 40, pp.1-12, 2009]
- [11] Y. T. Sing, S. E. B. Siraj, S. Bala, G. Kasilingam, and M. Ramalingam, “A Survey of Wireless Electrocardiogram Monitoring System,” 2014.
- [12] R. Fensli, E. Gunnarson, and T. Gundersen, “A wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless tele-home-care situation,” in *Computer-Based Medical Systems Proceedings*, June 2005 [18th IEEE Symposium, pp. 407-412]
- [13] C. Park, H. P. Chou, Y. Bai, R. Matthews, and A. Hibbs, “An ultra-wearable, wireless, low power ECG monitoring system,” [Biomedical Circuits and Systems Conference, pp. 241-244, 2006]
- [14] M. Benocci, C. Tacconi, E. Farella, L. Benini, L. Chiari, and L. Vanzago, “Accelerometer-based fall detection using optimized ZigBee data streaming,” June 2010, [Microelectronics Journal, vol. 41, pp.703-710].
- [15] J.S. Lee, Y. W. Su, and C. C. Shen, “A comparative study of wireless protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi,” in *Industrial Electronics Society*, November 2007 [33rd Annual Conference of the IEEE, pp. 46-51, 2007].
- [16] X. Liang, and I. Balasingham, “Performance analysis of the IEEE 802.15. 4 based ECG monitoring network,” [7th IASTED International Conferences on Wireless and Optical Communications, pp. 99-104, 2007].
- [17] J. Polastre, R. Szewczyk, and D. Culler, “Telos: enabling ultra-low power wireless research.” in *Information Processing in Sensor Networks*, April 2005, [Fourth International Symposium, pp. 364-369].
- [18] A. Wang, Y. T. Huang, C.T. Lee, H. P. Hsu, and P.H. Chou, “EcoBT: Miniature, versatile mote platform based on Bluetooth Low Energy Technology,” in *Proceedings of the IEEE International Conference on Green Computing and Communications*, Taipei, Taiwan, September 2014.
- [19] L. Schwiebert, S. K. Gupta, and J. Weinmann, “Research challenges in wireless networks of biomedical sensors,” in *Proceedings of the 7th annual international conference on Mobile computing and networking*, pp. 151-165, July 2001.
- [20] M. Siekkinen, M. Hienkari, J. K. Nurminen, and J. Nieminen, “How low energy is bluetooth low energy? comparative measurements with zigbee/802.15.4,” [IEEE Wireless Communications and Networking Conference Workshops, pp. 232-237, 2012].
- [21] A. Dementyev, S. Hodges, S. Taylor, and J. Smith, “Power consumption analysis of Bluetooth Low Energy, ZigBee and ANT sensor nodes in a cyclic sleep scenario,” IEEE, April 2013 [Wireless Symposium (IWS), IEEE International, pp. 1-4, 2013].
- [22] B. SIG, “Bluetooth Low Energy Technology” Available et al <http://www.bluetooth.com/Pages/low-energy-tech-info.aspx>, September 2014.
- [23] K. Gravogl, J. Haase, and C. Grimm, “Choosing the best wireless protocol for typical applications,” ARCS, 2011.