

Módulo inalámbrico para redes de sensores biomédicos.

B. Morgalo¹

¹ Centro de Neurociencias de Cuba, Cuba, belkism@cneuro.edu.cu

RESUMEN

En el diagnóstico clínico y el tratamiento de pacientes, muchos parámetros biológicos deben ser medidos y monitoreados. Los sensores son los elementos encargados de adquirir estas señales para su futuro procesamiento. Estos dispositivos se comunican usualmente de forma individual con el dispositivo de monitoreo a través de cables, esto limita mucho la movilidad del paciente y del personal médico. Introducir un sistema de red inalámbrica para sensores resultaría, por tanto, en una mayor flexibilidad tanto para el paciente como para el médico.

En este trabajo se propone la utilización del estándar de radio 802.15.4 para la implementación de una red de sensores biomédicos. Para ello se construye un módulo de hardware de dimensiones muy pequeñas. Con este módulo se realizan pruebas de alcance de radio, mediciones de demora de transmisión de paquete y eficiencia en la transmisión.

Wireless module for biomedical sensors networks.

ABSTRACT

In clinical diagnostics and patients treatment, several biological parameters have to be measured and monitored. These parameters are measured by sensors attached to the patient. The individual sensors are usually connected to monitoring devices via wires. This represents a potential problem; the wires tend to cause adverse events and restrict the mobility of the patient. Introducing a wireless network system for the sensor data therefore results in greater flexibility for both, the patient and the medical staff.

In this paper the author propose the use of the radio standard IEEE 802.15.4 for the implementation of a wireless biomedical sensors network. A very small hardware module is built for that purpose. Radio distances range, transmission delays and efficiency tests were made and discussed finally.

Key words: IEEE 802.15.4, network, sensors, wireless

INTRODUCCIÓN

En el diagnóstico clínico y el tratamiento de pacientes, muchos parámetros biológicos deben ser medidos y monitoreados. Algunos de estos parámetros fisiológicos son la presión sanguínea, el pulso, la temperatura, el electrocardiograma (ECG), etc. Los sensores son los elementos encargados de adquirir estas señales para su futuro procesamiento. Estos dispositivos se comunican usualmente de forma individual con el dispositivo de monitoreo a través de cables, resultando muy incómodo para el personal médico que tiene que lidiar con muchos dispositivos cableados a la vez y limitando la movilidad del paciente. Introducir un sistema de red

inalámbrica para sensores resultaría por tanto en una mayor flexibilidad tanto para el paciente como para el médico¹.

Las redes de sensores biomédicos avanzadas pueden consistir en múltiples nodos sensores conectados entre ellos de una forma compleja. Usar algún tipo de procesamiento inteligente de las señales localmente antes de transmitir los datos podría simplificar e incrementar la eficiencia del diagnóstico y monitoreo. La Figura 1 muestra el esquema general de un sistema de sensores inalámbricos. El paciente se equipa con varios sensores que monitorean diferentes parámetros. Los sensores pueden o no tener algún tipo de procesamiento de los datos por un DSP antes de ser enviados por aire a través de un

componente de radio. El sensor, el DSP y el componente de radio conforman la Red de Área Corporal (BAN por sus siglas en inglés). Una red de sensores está integrada por una o más BANs. La transmisión por aire se realiza a través de la tecnología inalámbrica disponible. La información es recibida por una laptop o PDA equipada con la tecnología inalámbrica seleccionada en la que se procesan, almacenan y/o visualizan los datos. Es posible a su vez a través de esta estación transmitir los datos médicos por Internet a un centro hospitalario¹.

Actualmente existen varias tecnologías inalámbricas disponibles en el mercado de las cuales hacen uso los fabricantes de dispositivos médicos. Entre ellas destacan las tecnologías IEEE 802.11, más conocida por WiFi, la IEEE 802.15.1 ó Bluetooth y la IEEE 802.15.4 sobre la que se implementa el estándar Zigbee. Se realizan numerosos esfuerzos en el mundo encaminados en el desarrollo de redes sensores médicos. En el sector comercial tenemos los ejemplos de Sensatex² y LifeShirt³, quienes insertan arreglos de sensores en un chaleco. A su vez se encuentran múltiples investigaciones científicas en esta rama, tal es el caso de del proyecto ACTis⁴ de la Universidad de Alabama y BodyNets⁵ de UCLA, estos adquieren los datos usando una red de sensores en el cuerpo humano, y direccionan los mismos a través de una PDA con WiFi al receptor. El proyecto CodeBlue es otro ejemplo, utiliza sensores de pulso de oximetría y electrocardiograma (ECG) para monitorear y guardar información sobre el oxígeno en sangre y la información cardíaca de un número grande de pacientes, transmitiendo los datos de forma inalámbrica a través de un chip de radio IEEE 802.15.4 compatible⁶. Human++ es otro de los programas de investigación cuyo objetivo es la realización de nodos de sensores inalámbricos de muy pequeño tamaño, inteligentes y autónomos; en uno de sus experimentos usan un enlace 802.15.4⁷.

El estándar de comunicación para redes inalámbricas de área personal de bajas velocidades IEEE 802.15.4 ofrece ventajas tales como muy bajo consumo de energía, formación ad-hoc de la red y baja complejidad de implementación. Esto hace que sea una tecnología muy interesante por la cual apostar como vía para la intercomunicación de redes de sensores. En este sentido nos planteamos en este trabajo el objetivo de diseñar y construir un módulo con que implemente el estándar IEEE 802.15.4 para la comunicación.

En este artículo describimos brevemente el estándar IEEE 802.15.4. A continuación se muestran las principales características del hardware construido. Para la validación de este módulo se realizaron varios experimentos para evaluar en el alcance de nuestro módulo en interiores y los parámetros de demora y eficiencia de transmisión en una red de hasta 7 nodos sensores. Finalmente se discuten estos resultados y se hace mención de algunas características adicionales muy importantes a tener en cuenta en una red inalámbrica de sensores biomédicos.

Breve descripción de IEEE 802.15.4

El estándar IEEE 802.15.4 define el protocolo y la interconexión de dispositivos vía radio en una red de área personal (PAN). Fue aprobado por primera vez en mayo del 2003 y ha sido diseñado para aplicaciones de bajo ciclo útil y bajas tasas de transferencia, como redes de sensores, monitoreo y control⁸.

Define la capa física (PHY) y la subcapa de control de acceso al medio (MAC). Para la capa física describe tres bandas de frecuencia diferentes, todas disponibles en la banda ISM libre de licencia. En la Tabla 1 se muestran las principales características de radio de este estándar de comunicación.

En IEEE 802.15.4 se describen dos tipos de dispositivos, un dispositivo de función completa (FFD) y un dispositivo de función reducida (RFD). El FFD puede operar como coordinador de la red. Un RFD está dirigido a aplicaciones extremadamente simples, solo puede comunicarse con RFDs, por lo que pueden implementarse usando un mínimo de recursos y memoria⁸.

La red IEEE 802.15.4 soporta dos tipos de topologías: topología estrella y punto a punto. Describe además cuatro estructuras de trama: trama guía (*beacon*), trama de comandos MAC, trama de acuse de recibo (ACK) y trama de datos.

El coordinador de una PAN puede opcionalmente delimitar su tiempo de canal haciendo uso de una estructura de supertrama. La supertrama es delimitada por la transmisión de una trama guía y puede tener una porción activa y otra inactiva. El coordinador interactúa con su red solo durante la porción activa de la supertrama y por tanto, puede entrar en un modo de trabajo de baja potencia durante la parte inactiva⁸.

La trama guía o trama de sincronización es transmitida en la primera ranura de cada supertrama. Esta trama es usada para sincronizar a los dispositivos conectados, para identificar la PAN y para describir la supertrama. La parte activa de la supertrama está dividida en 16 ranuras de igual tamaño y consiste en dos grupos: el período de acceso contenido (CAP) y un período opcional de libre acceso (CFP). En el CAP se utiliza un mecanismo de acceso al medio denominado CSMA-CA con ranuras⁸.

En el CFP el coordinador puede asignar ranuras de tiempo a dispositivos que necesitan enviar datos críticos. Esto se conoce como Ranuras de Tiempo Garantizadas (GTS por sus siglas en inglés). El coordinador y el dispositivo al que se le asigna este espacio en el canal deben establecer el sentido de la comunicación en este tiempo: recepción o transmisión. Otros dispositivos no están autorizados a utilizar el canal en este periodo de tiempo. La información relacionada con los GTS está contenida dentro de las tramas guías que transmite periódicamente el coordinador⁹.

En este estándar como parte del protocolo de seguridad se utiliza la encriptación de los datos con un código simétrico. De esta forma se protegen los datos de ser leídos por dispositivos sin la llave criptográfica. Los datos pueden ser encriptados por

una llave compartida por un grupo de dispositivos o usando una llave para la comunicación punto a punto. Se utiliza el estándar AES128 para encriptar y puede aplicársele a las cargas útiles de la trama guía, de la trama de comando y de la trama de datos.

La integridad de la trama es otro de los servicios de seguridad que provee este estándar. Utiliza un código de integridad de mensaje (MIC) para proteger los datos de ser modificados sin la clave.

En total se describen 8 niveles de seguridad. El encabezado de la trama aumenta en dependencia del nivel de seguridad que se aplique reduciéndose por tanto el máximo número de bytes posibles a transmitir.

Hardware

Se diseñaron dos circuitos para los módulos inalámbricos haciendo uso de dos fabricantes de chips diferentes. Texas Instruments y Freescale son dos de los más importantes fabricantes de chips y sistemas embebidos compatibles con Zigbee y por tanto con transceptores de radio IEEE 802.15.4^{10,11}.

El hardware de uno de los módulos fue construido utilizando un chip micro-transceptor de Chipcon, el CC2430. Este chip pertenece a la primera generación que provee Texas Instruments de chips micro-transceptores IEEE 802.15.4 compatibles.

El micro-transceptor CC2430 tiene un núcleo 8051 a 32MHz, 128kB de flash programable y 8kB de RAM. El consumo de corriente en el modo de baja potencia es de 0.3uA. El diseño eléctrico requiere de pocos componentes externos y el fabricante provee de varios diseños de referencia como guía¹⁰. Además puede programarse para implementar una aplicación Zigbee con el Z-Stack ó una aplicación 802.15.4 con el TIMAC, ambos paquetes se pueden descargar sin costo alguno del sitio del fabricante. En la figura 3 se muestra una foto del módulo inalámbrico para este chip CC2430.

Para el hardware del segundo módulo se hizo uso de un chip de la primera generación de micro-transceptores de Freescale IEEE 802.15.4 compatibles: el MC13213. Pertenece a la familia HCS08 y tiene 60kB de Flash y 4kB de RAM. El diseño del circuito eléctrico e impreso se realizó usando como guía los diseños de referencia que ofrece Freescale en su sitio. En ambos diseños se implementó una antena PCB F, por ser éstas antenas compactas de bajo costo y relativo alto rendimiento¹¹.

Los módulos tienen las mismas dimensiones: 4.2 x 3.2 cm. El número de pines es 18 y ofrece los siguientes periféricos:

- 4 canales de conversión analógico/digital.
- 1 UART
- 1 Canal de Temporizador de 16 bits
- 1 Canal de Temporizador de 8 bits
- 6 Entradas/Salidas Digitales
- Reset

RESULTADOS

Se realizaron tres experimentos con las tarjetas disponibles. En los resultados que se exponen no se diferenciaron entre los módulos con distintos chips debido a que mostraron valores muy semejantes.

La primera de las pruebas fue destinada a la comprobación del correcto funcionamiento del radio de los módulos. Para esto se usaron dos nodos un nodo transmisor y un nodo receptor quien, a su vez, retransmite los paquetes de datos recibidos a la PC a través de la UART. En un programa implementado en C# (Visual Studio 2005) se calculó la razón de paquetes perdidos (PER) como la relación entre los paquetes recibidos en la PC a través del nodo receptor entre el total de paquetes transmitidos. La prueba fue realizada solamente en interiores por ser éste el escenario de la aplicación real. En la figura 4 se muestra el comportamiento a distintas distancias. En cada punto de medición se transmitió durante 5 minutos, un total de 1200 tramas de 102 bytes cada una. Los parámetros de la transmisión en este experimento son los siguientes:

- 1mW de potencia de transmisión
- 102 bytes por trama (máxima carga útil que permite la capa MAC de 802.15.4).
- Transmisión de trama cada 250ms.
- Transmisión punto a punto sin sincronización.

En cada punto de distancia se promediaron las mediciones PER obtenidas para el módulo diseñado (PER1). Este experimento se repitió usando las tarjetas de evaluación de Texas Instruments, CC2430DB, las cuales tienen en su diseño el chip CC2430 y antena PCB F igual a la de nuestro diseño¹⁰. Los valores del PER medidos para nuestro hardware (PER1) y los obtenidos para las tarjetas de evaluación CC2430DB (PER2) se muestran en la figura 4.

Para las aplicaciones médicas la latencia de los datos es un parámetro fundamental. El grupo de trabajo IEEE 1073 ha definido que un electrodo inalámbrico que forma parte de un sistema de ECG genera 4kbps de datos y requiere que la latencia añadida por empaquetamiento de las muestras y la demora de transmisión permanezca por debajo de los 500ms¹². El segundo experimento estuvo por tanto encaminado a medir la demora de la transmisión de los paquetes de datos en función de la cantidad de nodos en una red de sensores. Para esto se dispuso de una red de 2 a 7 nodos sensores y un nodo coordinador. El sentido de la transmisión de los datos en este se estableció de los nodos sensores al coordinador, en una topología de estrella y distribuidos de la forma que se muestra en la figura 5.

Con una carga útil máxima de 102 bytes, para obtener una velocidad de 4kps se debe transmitir cada 204ms. Para este experimento se habilitaron las tramas de ACK y los reintentos de transmisión a un máximo de 3. En la figura 6 se muestran los resultados obtenidos.

La eficiencia es otro de los parámetros imprescindibles a tomar en cuenta en una transmisión inalámbrica de datos médicos. Representa el número de paquetes de datos recibidos correctamente en la capa de aplicación del receptor dividido

por el número de paquetes de datos generados en el nodo transmisor. Este valor en aplicaciones médicas debe ser igual a la unidad¹². En la figura 6 se muestran los resultados obtenidos para una red de 2 a 7 nodos.

DISCUSIÓN

En los resultados del primer experimento (figura 4), se evidencia que de 10 a 35 metros el PER del módulo diseñado (PER1) se mantiene en cero. Las aplicaciones típicas de este tipo de estándar tienen un alcance en interiores de alrededor de 30 metros. Para distancias mayores comienzan a perderse paquetes como se muestra en el gráfico. Comparando con la tarjeta de evaluación de Texas Instruments, se observa que los resultados son similares, siendo esta de mayor tamaño e incluyendo por tanto un mayor plano de tierra que favorece el funcionamiento del radio. Es de destacar que en esta prueba no se habilitó recepción de ACK para implementar la peor condición posible.

La demora introducida por la transmisión se incrementa con la cantidad de nodos en la red. A mayor número de nodos, mayor ocupación del canal de transmisión por tanto mayor demora en la transmisión efectiva de un paquete. Sin embargo, como se evidencia en la figura 6, la demora máxima obtenida para 7 nodos sensores estuvo por debajo de los 10 ms. Este valor es inferior al umbral de 500ms determinado por la IEEE 1073¹², quedando margen para la demora debido a la recogida de la señal biomédica y algún procesamiento que se incluya antes de transmitirla. Existen otros resultados que evidencian la influencia de la carga útil sobre la demora de transmisión¹³.

En el tercer experimento se obtuvieron valores de eficiencia máximos para una red de 2 a 7 nodos sensores (Fig. 7). Existen otros trabajos que refieren un deterioro de la eficiencia en redes con un número de nodos mayor que 8 [12]. Por el número de tarjetas disponibles no se aumentó el tamaño de nuestra red.

Uno de los mayores retos que enfrenta la tecnología inalámbrica en su camino por establecerse como vía de comunicación en aplicaciones médicas es la interferencia. En el caso de IEEE 802.15.4 este es uno de los aspectos más debatidos. Existen numerosos trabajos que estudian la interacción de este estándar de radio con Bluetooth y WiFi^{14, 15}. Aunque es indudable la influencia negativa de estas tecnologías sobre 802.15.4, existen vías descritas para disminuir estos efectos^{16, 17}. Para el caso de WiFi, la adecuada selección de canales no superpuestos y la separación de al menos 8 metros del Punto de Acceso WiFi aseguran una buena coexistencia. En el caso de interferencia Bluetooth una separación de 2 metros es recomendada.

CONCLUSIONES

Este trabajo aborda la tecnología inalámbrica como alternativa para la comunicación de una red de sensores. Se ha diseñado y construido el circuito impreso de un módulo inalámbrico IEEE 802.15.4 de pequeño tamaño. Las pruebas a este hardware han comprobado su adecuado comportamiento para aplicaciones

de este tipo. A través de la medición de los parámetros de demora de transmisión de paquetes y eficiencia de transmisión se ha demostrado el correcto funcionamiento de una red de sensores de hasta 7 nodos.

Se recomienda la implementación de un mecanismo de seguridad para la protección de los datos médicos. Así mismo la evaluación de este módulo en ambientes de interferencia se hace necesario.

REFERENCIAS

1. **Skogholt Hansen, M:** "Practical Evaluation of IEEE 802.15.4/ZigBee Medical Sensor Networks", *Tesis de Master en Ciencias de Tecnología de Comunicación*, Universidad Noruega de Ciencia y Tecnología, Noruega, 2006.
2. Sensatex: <http://www.sensatex.com>, 2007.
3. VivoMetrics: <http://www.vivometrics.com>, 2008.
4. **Otto, Chis; Milenkovic, Aleksandar; Sanders, Corey y Jovanov, Emil:** "System Architecture of a Wireless Body Area Sensor Network for Ubiquitous Health Monitoring," *Journal of Mobile Multimedia*, vol. 1, pp. 307-326, 2006.
5. **Dabiri, Foard y et. Al:** "Lightweight Medical BodyNets," *Second International Conference on Body Area Networks Florence, Italia*, 2007.
6. **Malan, David; Fulford-Jones, Thaddeus; Welsh, Matt y Moulton, Steve:** "CodeBlue: An Ad Hoc Sensor Network Infrastructure for Emergency Medical Care," *Proceedings of the 1st International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN '04)*, London UK, 2004.
7. **Penders, Julien; Gyselinckx, Bert; Vullers, Ruud; De Nil, Michael; Subbu, Nimmala; Molengraft, Jef van de; Yazicioglu, Firat; Torfs, Tom; Leoniv, Vladimir; Merken, Patrick; y Hoof, Chris Van:** "Human++: from technology to emerging health monitoring concepts," *5th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2008.
8. **IEEE:** "IEEE Standard 802.15.4: Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for lowrate wireless personal area networks (LR-WPANs)," New York, 2003.
9. **Lee Young, Hua y Fook Teng, Fam:** "Delivering High Quality, Secure Speech Communication through Low Data Rate 802.15.4 WPAN," Penang, Malaysia, 2007, pp. 758-763.
10. Texas Instruments: <http://www.ti.com>
11. Freescale: <http://www.freescale.com>
12. **Chevrollier, Nicolas y Gollmie, Nada:** "On the Use of Wireless Network Technologies in Healthcare Environments," Gaithersburg, Maryland, 2008, pp. 147-152.

13. **Liang, Xuedong y Balasingham, Ilangko:** "Performance analysis of the IEEE 802.15.4 based ECG monitoring network," Proceedings of the Seventh IASTED International Conferences, Quebec, Canada, 2007, pp. 99-104.
14. **Shin, Soo Young; Park, Hong Seong; Choi, Sunghyun y Kwon, Wook Hyun:** "Packet Error Rate Analysis of ZigBee Under WLAN and Bluetooth Interferences," IEEE Transactions on Wireless Communications, vol. 6, 2007.
15. **Shin, Soo Young; Park, Hong Seong; Choi, Sunghyun y Kwon, Wook Hyun:** "Packet Error Rate Analysis of IEEE 802.15.4 under IEEE 802.11b Interference," in Wired/Wireless Internet Communications. WWIC May 2005.
16. ZigBee Alliance: "ZigBee and Wireless Radio Frequency Coexistence," 2007, disponible en: http://www.zigbee.org/imwp/idms/popups/pop_download.asp?contentID=11745
17. L. Jennic: "Coexistence of IEEE 802.15.4 at 2.4 GHz," 2008, disponible en: <http://www.jennic.com/>

AUTORES

Belkis Morgalo Santos, Ingeniera en Telecomunicaciones y Electrónica, Máster en Sistemas Digitales. Actualmente se desempeña como desarrolladora en la nueva familia de equipos médicos del Centro de Neurociencias de Cuba. Sus intereses investigativos abarcan las comunicaciones inalámbricas, la electrónica y el procesamiento de señales biomédicas.

Correo Electrónico: belkism@cneuro.edu.cu.

Dirección postal: Ave. 25 y 158 No. 15202. Cubanacán, Playa, Ciudad de La Habana, Cuba.

Teléfono: 2086375

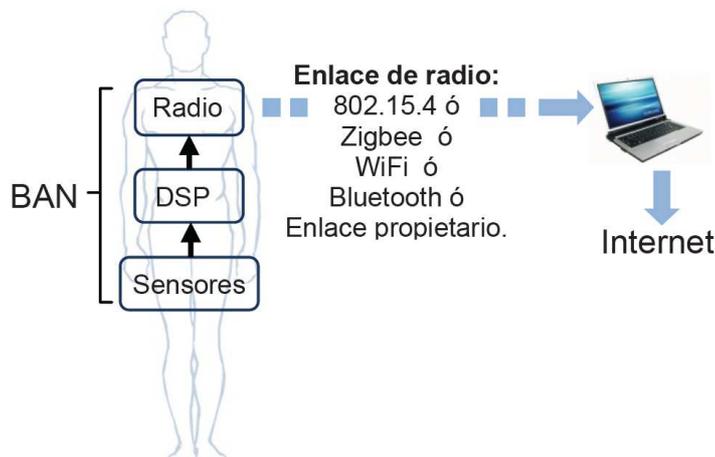


Figura 1. Esquema general de redes de sensores biomédicos.

Tabla 1. Características del radio IEEE802.15.4.

Bandas de Frecuencias y Tasas de Transferencia	868MHz: 20kbps
	915MHz: 40kbps
	2.4GHz: 250kbps
Canales	1 (868MHz)
	10 (915MHz)
	16 (2.4GHz)
Alcance	10 □ 50 m (Interiores)
	□ 100 m(Exterior)
Complejidad	Simple
Topologías de red	Estrella, Punto a Punto.
Duración de Baterías	Años (2)
Modulación	DSSS

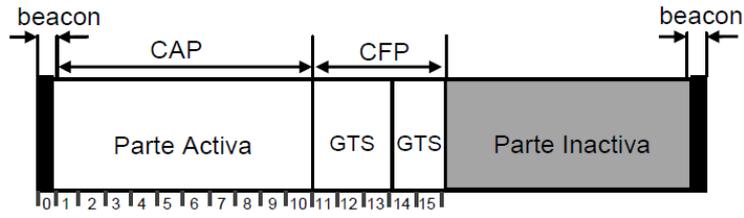


Figura 2: Estructura de supertrama.

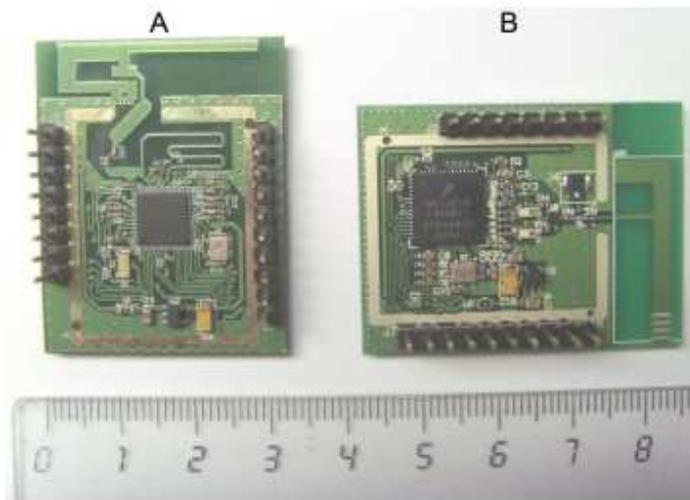


Figura 3: Módulos Inalámbricos. A: Chip CC2430 de Texas Instrument. B: Chip MC13213 de Freescale.

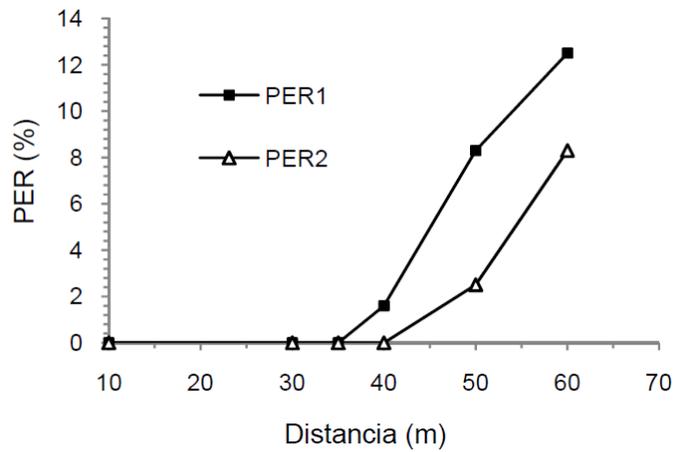


Figura 4: Gráfica de % de PER vs Distancia

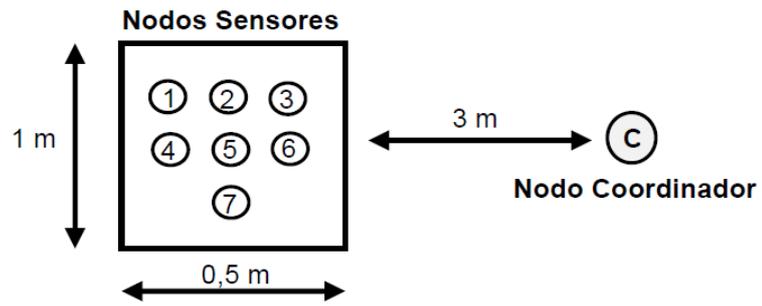


Figura 5: Esquema de distribución de nodos para el experimento 2.

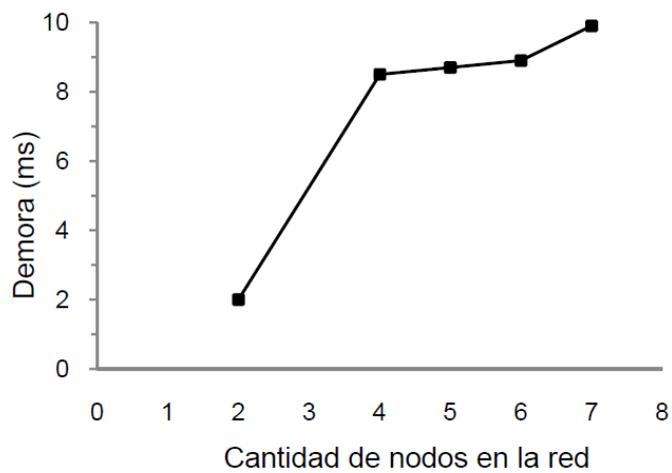


Figura 5: Gráfica de % de PER vs Distancia.

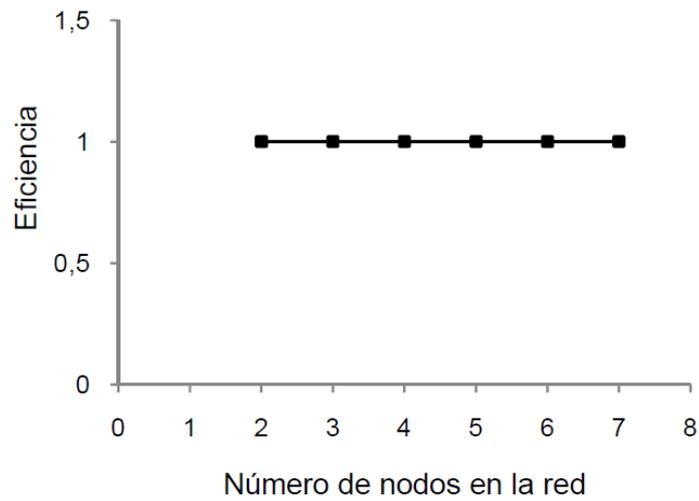


Figura 6: Eficiencia vs Cantidad de nodos en la red.