



**F. Martin Pirchio, P. Julian, W. Villalba, F. Masson,
P. S. Mandolesi, M. Di Federico, M. Cipolleti**

Redes de Sensores Hospitalarias: Estudio sobre el Hospital Privado del Sur de Bahía Blanca

INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN INGENIERÍA ELÉCTRICA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y DE COMPUTADORAS
UNIVERSIDAD NACIONAL DEL SUR

Reporte Técnico Número. — 001-2006
Marzo 2006

REDES DE SENSORES HOSPITALARIAS: ESTUDIO SOBRE EL HOSPITAL PRIVADO DEL SUR DE BAHÍA BLANCA

por

F. Martin Pirchio, P. Julian, W. Villalba, F. Masson, P. S. Mandolesi, M. Di Federico, M. Cipolletti

Resumen. — Las redes de sensores son sistemas de sensores de bajo consumo, con conectividad inalámbrica que dispersos en un área miden variables de interés. Estos dispositivos son posibles en la actualidad debido al avance en la tecnología de circuitos integrados y de las técnicas de bajo consumo. Este reporte técnico describe distintas tecnologías para la realización de redes de sensores en ámbitos hospitalarios. El trabajo se basa en información e investigaciones realizadas por pasantes, becarios e investigadores durante los años 2004 y 2005 en colaboración con médicos y personal del Hospital Privado del Sur.

1. Introducción

Un sensor es un dispositivo que mide manifestaciones de fenómenos físicos, como energía, velocidad, temperatura, tamaño, cantidad, etc. En particular los sensores electrónicos transforman la magnitud que se quiere medir en una variable eléctrica, típicamente una corriente o un voltaje. La capacidad de monitorear variables físicas presenta un gran potencial para una amplia variedad de disciplinas científicas. La disponibilidad de microsensores de bajo consumo, actuadores, procesadores embebidos y transmisores permite desplegar redes inalámbricas de sensores para el control y procesamiento de datos en una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo monitoreo ambiental (aire, agua, suelo, química), mantenimiento basado en condición, vigilancia militar, instrumentación de plantas, seguimiento de inventario, aplicaciones médicas y agricultura de precisión, entre otras. El hecho de disponer de una gran cantidad de sensores permite recolectar información, e integrarla en una estación central para realizar estudios, investigaciones y estadísticas. Estas redes son hoy posibles, en parte, por el avance en las técnicas de integración y microfabricación, que permiten integrar electrónica de sensado, adquisición, procesamiento, y transmisión de datos, en volúmenes de centímetros cúbicos, haciendo que los nodos de la red se puedan desplegar de a cientos o miles, a un costo muy bajo. Este área se encuentra actualmente en desarrollo y es importante en la medida que permite incorporar beneficios, como un mejoramiento de la calidad de vida y un mayor desarrollo tecnológico regional. Este reporte técnico describe algunas alternativas basadas en redes de sensores para la resolución de problemas mediante incorporación de tecnología en ámbitos hospitalarios.

Palabras Claves y Frases. — Redes de Sensores, Hospitales inteligentes.
Reporte Técnico Número. — 001-2006

Tabla 1: Tiempo de internación promedio de los pacientes

Porcentaje de personas	Cantidad de horas de internacion
25	Hasta 12 Horas
12	De 12 a 23 Horas
22	De 24 a 48 Horas
19	De 48 a 72 Horas
22	Más de 72 Horas

En particular, la información reportada es fruto del trabajo desarrollado por pasantes, becarios e investigadores durante el año 2004 y 2005, en colaboración con médicos y personal del Hospital Privado del Sur.

2. Breve Descripción del Hospital Privado del Sur

El Hospital Privado del Sur es una institución creada en 1943 por la Corporación Médica del Sur bajo la premisa de "hacer un culto de la ética, mantener cordialidad de relaciones entre sí y lograr un criterio científico común e integrar un cuerpo racionalmente organizado para el ejercicio de la profesión"[28]. Esta institución cuenta con una dotación de 120 camas, de las cuales 35 pertenecen a servicios de alta complejidad (Unidad de Terapia Intensiva, Unidad de Emergencias Cardiovasculares, Neonatología, Recuperación C.V.)

Esta Institución realiza anualmente: 5150 cirugías, 3740 anestias, 7282 prácticas de obstetricia, 1375 biopsias, 230 cirugías cardiovasculares, 1681 ecocardiografías, 3775 prestaciones de clínica médica y 2954 transfusiones. El Hospital Privado del Sur cuenta con guardias activas en las especialidades de Anestesiología, Bioquímica, Cirugía General, Neonatología, Obstetricia, Traumatología, Pediatría, Radiología, Recuperación de Cirugía Cardíaca, Terapia Intensiva y Emergencias Cardiovasculares. En la Tabla 1 se muestra la distribución en tiempo de las internaciones brindadas por el Hospital.

La institución está compuesta estructuralmente por una fundación que se encarga de definir la política y los objetivos de la institución. El hospital propiamente dicho es responsable de la implementación de las políticas y programas definidos por la Fundación. El comité de docencia e investigación desarrolla programas de formación y entrenamiento médico. El cuerpo profesional se encarga de los servicios de estructura cerrada (Neonatología, Terapia Intensiva, Unidad Coronaria). La institución cuenta a su vez con el Programa de Ciencias para la Salud (PROCISA) a fin de establecer pautas de evaluación y la optimización del nivel de conocimiento del equipo de salud, contemplar las necesidades de los profesionales y generar una oferta académica del mejor nivel posible promoviendo la participación de los profesionales de la ciudad y la zona, especialmente los más jóvenes.

3. Revisión Bibliográfica

Esta sección tiene por objeto brindar una descripción del estado actual de la ciencia y tecnología en redes de sensores, haciendo énfasis en el caso de redes de sensores hospitalarias.

3.1. Redes de Sensores. — La utilización de una red de sensores permite adquirir y procesar datos provenientes de un cierto número de sensores desplegados en un área de

interés, que miden ciertas variables particulares [1], [2], [3]. La primera ventaja que trae aparejado el disponer de una red de estas características, es la gran cantidad de información disponible al usuario. Dependiendo de la aplicación en estudio, diferentes variables pueden ser relevantes para la medición. Por ejemplo, en aplicaciones de agricultura, las variables de interés pueden ser temperatura, humedad del suelo, luz ambiente [5], etc.; en aplicaciones de seguridad, las variables de interés pueden ser determinados sonidos, como disparos, apertura de puertas, paso de vehículos, y también imágenes [4], [6]. En el caso hospitalario, las variables son aquellas relacionadas con el estado de la salud del paciente como ritmo cardíaco [12], presión arterial, temperatura, saturación de oxígeno en sangre y nivel de glucosa, entre otras [9]. También es posible introducir como variables la ubicación espacial de doctores, pacientes y equipos [16]. En todos los casos, cada nodo de la red posee electrónica de bajo consumo que mide las variables de interés, las acondiciona y luego puede realizar tareas básicas de procesamiento. Por último, el nodo tiene la capacidad de comunicar información en forma inalámbrica a otros nodos similares o a una estación central, para su procesamiento y/o almacenamiento. Esto permite automatizar y programar funciones de alto nivel como monitoreo, generación de alarmas, seguimiento y detección de eventos particulares. El objetivo de las redes de sensores es ejecutar tareas de comunicación y procesamiento de la información desplegando un gran número de sensores. Por lo tanto, es deseable que cada sensor sea de bajo costo y de pequeño tamaño. Esto, a su vez, hace que la energía almacenable en cada nodo sea pequeña (hay que utilizar baterías de tamaño reducido y por ende baja capacidad o celdas solares, también de pequeño tamaño). Por estas razones, las redes de sensores presentan características únicas que implican un desafío tecnológico elevado y que se traducen en las siguientes pautas:

- Capacidades de procesamiento reducidas y distribuidas [7]
- Bajo consumo de potencia [8]
- Gran número de dispositivos que deben operar en forma no supervisada [9]
- Operación en ambientes hostiles y variables [10], [11].

El tamaño reducido de los nodos y el hecho que sean autónomos presenta restricciones en el consumo de energía. En este punto cabe destacar que la comunicación inalámbrica de datos es la que ocasiona el mayor consumo de potencia. Se consume tanta energía en realizar miles ó millones de operaciones como en la acción de enviar 1 bit a una distancia de 10 ó 100 metros.

3.2. Redes de sensores hospitalarias. — En el caso de redes de sensores hospitalarias, uno de los objetivos es desplegar una infraestructura de hardware y aplicaciones sobre una red inalámbrica que abarque la red de sensores y la red de datos local (LAN) que posee el hospital. En este escenario, los sensores conectados a los pacientes o a equipos de monitoreo, capturan valores medidos que en forma autónoma se incorporan a las bases de datos y registros hospitalarios. De esta manera, la información se encuentra casi instantáneamente disponible en la red del nosocomio para ser consultada por médicos y enfermeros. Aún más, dichos datos pueden transmitirse a través de una red inalámbrica, como por ejemplo, la red de telefonía celular digital [30]. De esta forma los datos podrán viajar a celulares u organizadores personales del tipo “Palm” y los médicos podrán programar los datos que deseen monitorear, los pacientes y la frecuencia, pudiéndose inclusive configurar alarmas en caso de variación de ciertos parámetros o signos vitales. La utilización de redes de sensores en los servicios de salud puede brindar los siguientes beneficios [26]:

- Realizar un diagnóstico más apropiado debido al acceso a registros del paciente, información de medicamentos suministrados y reportes médicos anteriores.

- Utilizar la información registrada como antecedentes estadísticos para evaluar la eficacia de un determinado procedimiento o acción terapéutica.
- Permitir a los profesionales de la salud pasar más tiempo con los pacientes, al requerirse menor tiempo en tareas administrativas como el registro de datos.
- Controlar periódicamente la evolución del paciente.
- Provocar la intervención profesional oportuna frente a mediciones que pongan en riesgo la vida del paciente.
- Obtener la información requerida en el momento que ocurre o cuando el profesional de la salud lo desee, aún si no se encuentra presente.
- Evitar los errores de información que se pueden producir debido al error humano en la manipulación de los datos.

Parte de las investigaciones y desarrollos en el área de redes de sensores involucra dispositivos portátiles que la persona lleva consigo en todo momento. De esta manera, el dispositivo se encarga de realizar las mediciones mientras la persona realiza sus tareas cotidianas. A continuación se describen algunos casos concretos de aplicaciones de redes de sensores en salud.

En Europa se creó el programa Movihealth [30] que desarrolla y pone a prueba nuevas tecnologías en el área de la salud, brindando nuevas herramientas para su cuidado. Uno de los objetivos de este proyecto es la realización de un sistema de monitoreo liviano que realice mediciones físicas y envíe la información a un centro de monitoreo. Existen inhaladores que proveen información tanto para los pacientes como para el profesional médico; estos equipos cuentan con sensores electrónicos que detectan cuanto aire se inhala y con qué frecuencia, como así también ciertos acontecimientos como la liberación de aerosoles. El equipo puede ser configurado por profesionales para que cumpla ciertos requerimientos (volumen de la aspiración, tiempo entre ellas, etc.) e informar al paciente sobre el cumplimiento de los mismos. Los datos también pueden ser grabados para una posterior evaluación [17]. También se ha reportado un dispositivo implantable a nivel subcutáneo que puede medir los niveles de glucosa en un paciente diabético utilizando luz infrarroja. De esta manera se logra un monitoreo constante sin la necesidad de la medición sanguínea tradicional, que es invasiva y menos fidedigna [18], [19].

Un grupo de investigadores en la Universidad de Harvard está desarrollando una plataforma de redes de sensores para dar respuesta a emergencias. Este sistema posee una estructura que integra los datos, tanto de sensores de signos vitales, como de computadoras personales, agendas personales tipo "Palm", y sensores de ubicación. En esta plataforma es posible conectar varios tipos de sensores, como un monitor de electrocardiograma (ECG), un medidor de saturación de oxígeno y en todos los casos, se logra acceso a la información disponible de manera instantánea [10]. La integración de un electrocardiógrafo en una red de sensores de bajo consumo, presenta un gran desafío, debido a la cantidad de información que se debe transmitir [25].

Investigadores de la Universidad de Stanford, en colaboración con la Agencia Espacial Norteamericana (NASA) [23] han desarrollado un dispositivo portátil para medir variables como temperatura, presión arterial, saturación de oxígeno y ECG. En este caso, toda la información es recolectada por una estación base que se coloca en la cintura; la estación puede almacenar la información o enviarla a una central para su procesamiento.

En ciertos hospitales se ha integrado la tecnología de Identificadores por Radio Frecuencia (RFID). Los RFID son pequeños dispositivos (llaveros, tarjetas, etiquetas) en los que se puede almacenar información. Los RFID contienen antenas para comunicarse con una

estación base para recibir y enviar información por radiofrecuencia. El uso de esta tecnología permite entre otras cosas restringir el acceso de personal no autorizado a registros médicos y mantener un registro continuo de inventario, personal y pacientes. Uno de los beneficios que ofrece el uso de RFID es la reducción de administración errónea de medicamentos. Esta tecnología permite garantizar la administración de la medicación correcta para cada paciente en la dosis justa y en el momento adecuado [31].

En la medida de lo posible, todos los desarrollos de sensores hospitalarios, o para la supervisión de la salud apunta a diseñar sensores de pequeño tamaño que no interfieran en la vida diaria ([13], [14], [15]). Algunos de estos sensores incluyen desde remeras que miden la temperatura corporal, o las pulsaciones, hasta zapatillas que regulan su amortiguación en función de la actividad a la que son sometidas [27]. Todo este tipo de tecnología “usable” (que se lleva puesta) tiene potencial tanto en el ámbito de la seguridad personal, como en deportes o salud.

Por último, es pertinente mencionar que la comunicación de datos por vía inalámbrica requiere de la emisión de ondas electromagnéticas, con lo cual resulta necesario garantizar que las radiaciones emitidas por los dispositivos no interferirán con las mediciones de los equipos. En los Estados Unidos, la telemetría médica inalámbrica posee una parte del espectro de frecuencia de uso exclusivo [22]. En un marco más general, si bien la temática es compleja, existen estudios acerca de las bandas de frecuencia factibles de utilizar para transmitir información en forma inalámbrica [21].

4. Proyectos de investigación y desarrollo en el Hospital Privado del Sur

En el marco del Proyecto de Investigación de la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica (ANPCyT) PICT 14628, titulado “Desarrollo de tecnología de redes de sensores para aplicaciones en el medio social y productivo” se están desarrollando redes de sensores para aplicaciones en el área salud. A partir de la relación existente con el Hospital Privado del Sur, a través de una serie de visitas y diálogos continuados con médicos y personal del mismo, se establecieron una serie de problemas factibles de solucionar mediante la incorporación de tecnología de redes de sensores.

En este informe en particular, se detallarán los aspectos más importantes de las siguientes aplicaciones:

- Sensores de bajo costo para la dosificación automática de suero y medicamentos.
- Sensores para medición de presión endotraqueal.
- Sensores para medición de presión arterial y pulso.

Como denominador común de todas las aplicaciones, se desarrolló en una etapa inicial una plataforma para proveer comunicación inalámbrica a un dispositivo sensor genérico. Esta plataforma dispone de un microprocesador Atmel, y un chip de comunicación inalámbrica Chipconn CC1000.

En cada uno de los casos que se describen a continuación, se comenzó por realizar una revisión detallada de la bibliografía existente sobre la temática y de los productos comerciales disponibles. Luego se diseñaron prototipos de sensores, tratando de lograr un consumo mínimo de potencia, y se ensayaron utilizando la plataforma inalámbrica para la transmisión de datos.

4.1. Dosificador Inteligente. — En el ambiente hospitalario es importante contar con un medio eficiente para controlar de manera precisa la dosificación del suero intravenoso en pacientes internados. En la actualidad, no existen dispositivos de bajo costo para esta

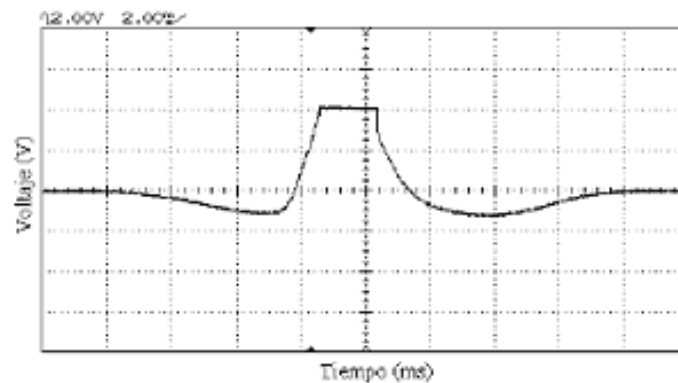


FIGURA 1. Señal del haz infrarrojo al interceptar una gota

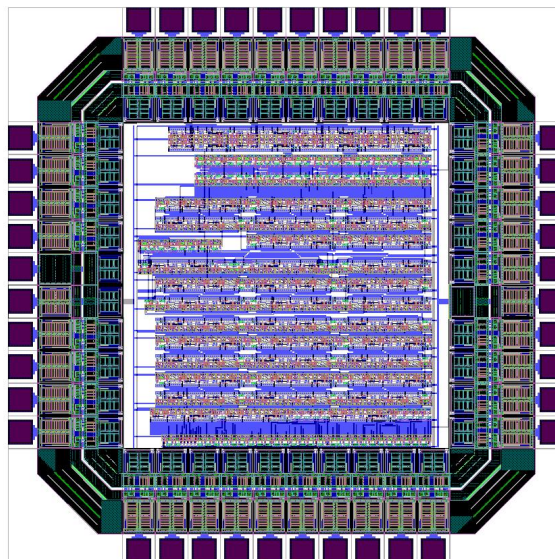


FIGURA 2. Máscara del circuito integrado para el conteo de gotas

tarea. La enfermera se encarga de realizar esta tarea a intervalos regulares de tiempo. Este método tiene muy poca precisión ya que cualquier movimiento por parte del paciente cambia la presión ejercida sobre el suero, modificando la velocidad del goteo. Por otro lado, las rondas de las enfermeras pueden realizarse cada varias horas y en forma errática. Para brindar una solución a este problema se comenzó a desarrollar un sistema autónomo que realice el conteo de gotas por minuto en sueros intravenosos. De esta manera, el conteo se puede realizar de forma automática, relevando los datos obtenidos y comunicándolos a un ordenador. El sistema consta de una interfaz analógica que capta el pasaje de una gota -por medio de un par de diodos emisor-receptor- y un circuito de adaptación de señal, y por otro lado, de un circuito integrado diseñado específicamente para realizar el relevamiento de gotas por unidad de tiempo.



FIGURA 3. Tubo endotraqueal con dispositivo inflable para su sujeción

El dispositivo es capaz de detectar la caída de una gota mediante la interrupción de un haz de luz emitido por un diodo infrarrojo (IR), a través de un fotodiodo receptor. Esto genera un pulso de tensión que luego de ser acondicionado sirve como entrada a un circuito integrado. Este circuito se encarga de contar los pulsos, realizar el promedio, mostrarlos en una pantalla y registrar el valor. Es importante aclarar que los sensores son externos y nunca entran en contacto con el suero propiamente dicho. Uno de los problemas encontrados durante este diseño fué la gran diferencia entre frecuencias de goteo. La ocurrencia entre gotas puede ser muy rápida o muy lenta, generando un margen de error para una resolución fija. Para solucionar este problema se incorporó una entrada auxiliar de programación que permite seleccionar frecuencias de goteo altas o bajas. El sistema diseñado puede contar como máximo hasta 255 gotas por minuto. Para analizar la interacción entre la gota y el emisor IR se realizó el testeó de la señal enviada por el sensor al ser interceptado por una gota. Estas mediciones se realizaron mediante una estación de prueba con un sistema de goteo, un diodo emisor y un diodo receptor. En la Fig. 1 se puede observar una de las mediciones realizadas de la forma anteriormente descrita. De esta manera se determinó que, para asegurar la ocurrencia de una gota, se debe detectar la señal de entrada como mínimo durante 1ms en estado lógico bajo y 1.5ms en estado lógico alto. El circuito integrado se realizó a través del servicio MOSIS de integración, en una tecnología de 0.5um y ocupa 1.5mm x 1.5mm de área. Este circuito, actualmente bajo ensayo, acondiciona la señal, cuenta los pulsos, promedia los valores y entrega la cantidad de gotas por minuto. La Fig. 2 muestra la máscara del mismo. Luego de verificar el funcionamiento del circuito integrado, el objetivo siguiente es la integración del elemento fotodetector en el mismo chip.

4.2. Sonda Endotraqueal. — El mantenimiento de la vía aérea de pacientes con fallas respiratorias, internados en terapia intensiva requiere de intubación endotraqueal. Este tubo se introduce en la tráquea, y se mantiene posicionado por medio de un pequeño dispositivo inflable solidario al tubo en uno de sus extremos (ver Fig. 3).

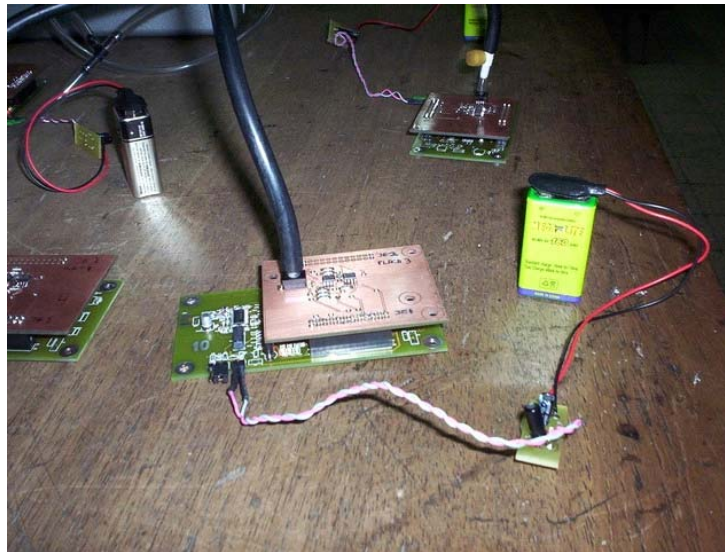


FIGURA 4. Sistema de medición de presión endotraqueal

Este dispositivo se infla a una presión cercana a los 25mmHg. Varios estudios aseguran que es conveniente el monitoreo de la presión del tubo endotraqueal [24]. Si se evita una presión excesiva en la tráquea, se puede reducir la intensidad del dolor después de la extubación; además, la hiperinsuflación causa daño en la mucosa al restringir el flujo sanguíneo capilar. En algunos casos, dependiendo de la presión utilizada, pueden producirse lesiones graves en la tráquea, que pueden conducir a incapacidades o modificaciones del habla en los pacientes, y estas lesiones pueden llegar a manifestarse hasta dos años después de la ocurrencia de la intubación. Por otro lado, la insuflación insuficiente incrementa el riesgo de broncoaspiración. En la actualidad no existe en el hospital un dispositivo que realice el monitoreo de la presión de inflado del tubo endotraqueal. Por esta razón se desarrolló un medidor de presión endotraqueal, con la capacidad de formar parte de una red de sensores y emitir alarmas en caso de sobrepasar ciertos niveles de referencia. El medidor endotraqueal tiene un sensor de presión MPX2010 utilizado con baja tensión, un módulo de acondicionamiento de señal que utiliza amplificadores de bajo consumo TLV2382, y un par de comparadores para realizar el disparo de alarmas, tanto por exceso como por defecto de presión. Los valores para que se produzca la activación de la alarma son modificables. Este sistema se ha realizado en una placa, y se conecta a una segunda placa, que posee un microprocesador ATMEL 128 (bajo consumo) y un integrado Chipconn CC1000 capaz de comunicarse en forma inalámbrica a una estación similar a una frecuencia de 433 Mhz. El funcionamiento del sistema es el siguiente: La estación central, típicamente una computadora, envía un mensaje de radio cada cierto intervalo de tiempo. Cuando el dispositivo recibe este pedido, activa la electrónica de adquisición, mide la presión y envía el valor medido a la central. De esta manera, se pueden monitorear de una forma conveniente y automática varios pacientes. La Fig. 4 muestra una foto del sistema y sus dos placas. La Fig. 5 muestra cinco prototipos durante el procedimiento de calibración. La Fig. 6 muestra la interfaz gráfica para la visualización de los datos de todos los sensores durante un ensayo real. Este sistema se halla actualmente bajo demostración en el Hospital Privado del Sur, y se espera permitir al cuerpo médico realizar estudios sobre los valores de presión que brinden a los pacientes intubados mayor confort y menor trauma [24].



FIGURA 5. Cinco unidades durante el proceso de calibración

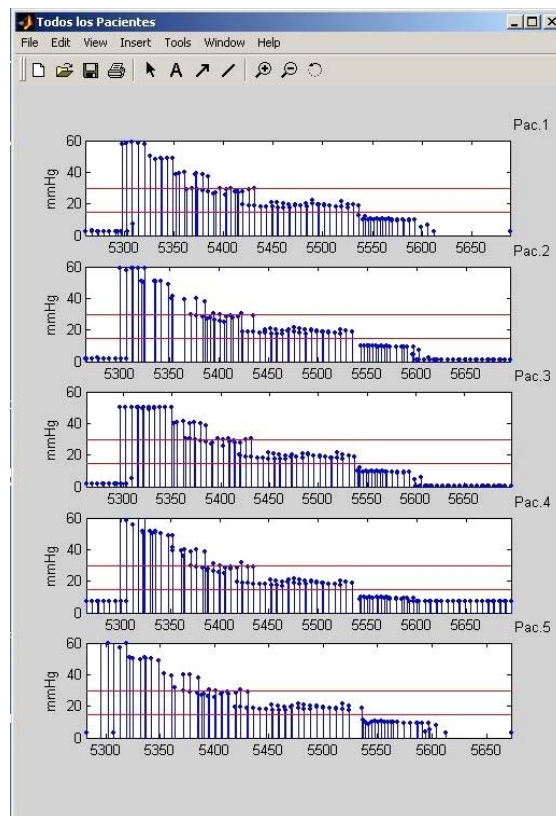


FIGURA 6. Interfaz gráfica para el monitoreo de los sensores

4.3. Medidor de Presión Arterial. — La presión arterial es la presión que ejerce la sangre contra la pared de las arterias. Esta presión es imprescindible para que circule la sangre por los vasos sanguíneos y aporte el oxígeno y los nutrientes a todos los órganos del cuerpo. La presión arterial tiene dos componentes:

- Presión arterial sistólica: correspondiente al valor máximo de la presión arterial en sístole, cuando el corazón late.
- Presión arterial diastólica: correspondiente al valor mínimo de la presión arterial cuando el corazón está en diástole o entre latidos cardíacos.

La presión arterial se expresa mediante dos números, separados por un guión, donde el primero es la presión sistólica y el segundo la presión diastólica. La presión arterial se mide normalmente en milímetros de mercurio sobre la presión atmosférica. Los valores normales de presión arterial en el adulto son 140/90 milímetros de mercurio (mmHg) sobre la presión atmosférica. El dispositivo que se encarga de medir la presión arterial se llama esfigmomanómetro. El lugar habitual de su medida es el brazo. Es normal que la presión arterial cambie constantemente durante el día y la noche. La presión arterial es un parámetro muy importante en el seguimiento de un paciente, por esto es importante que sea monitoreada en forma frecuente. Uno de los problemas detectados, si se requiere el seguimiento de un paciente, es el tiempo que insume realizar la medición. Además, si no se prestan los recaudos necesarios, la medición puede resultar incorrecta. Por ello se desarrolló un nodo sensor capaz de realizar esta tarea y reportar los resultados a una red inalámbrica. Un sensor de estas características requiere el desarrollo de un sensor de presión que trabaje dentro de los requerimientos de precisión, repetibilidad y robustez, presentando el menor consumo posible. También se requiere de un procesador que se encargue de analizar los datos recolectados y entregarlos o mostrarlos de forma correcta. La señal de presión que se mide en el brazo contiene también la señal de ritmo cardíaco, aunque esta última es de muy baja intensidad, por lo que es necesario un amplificador de bajo ruido y un filtrado adecuado para recuperarla. En el sistema desarrollado, se logró recuperar la señal de ritmo cardíaco mediante el uso de un amplificador de bajo ruido INA 110. En la Fig. 7 se pueden observar las señales de salida del sensor de presión una vez acondicionadas (presión arterial y pulso) . El procesador recibe las dos señales y devuelve los valores máximo y mínimo (sistólica y diastólica) de la presión arterial, utilizando el método oscilométrico. Este método radica en buscar el momento donde se produce la mayor variación de la intensidad de las pulsaciones [32], [33]. Actualmente se cuenta con un sistema completo de medición que utiliza una placa con la electrónica de adquisición, acondicionamiento de señal y conversión analógica digital, que transmite los datos a una estación FPGA Xilinx Spartan 3-400. Esta última ha sido programada para implementar el método oscilométrico en lenguaje de descripción de hardware (VHDL). La Fig. 8 muestra las diferentes componentes del sistema. La indicación de las presiones mínima y máxima se realiza sobre el display, y también está disponible para transmitirse en forma inalámbrica. El sistema se ensayó sobre un conjunto de 100 pacientes para validar resultados, y se contrastó contra un sistema comercial. Los resultados de dispersión para las presiones máximas y mínimas se muestran en las Tablas 2 y 3. Cabe aclarar que estos errores son productos del algoritmo utilizado, y no de la electrónica diseñada. De hecho, diferentes métodos de medición producen diferentes resultados de presión sobre los mismos datos. En este sentido la plataforma realizada es de utilidad dado que permitirá la implementación de diversos algoritmos y su comparación.

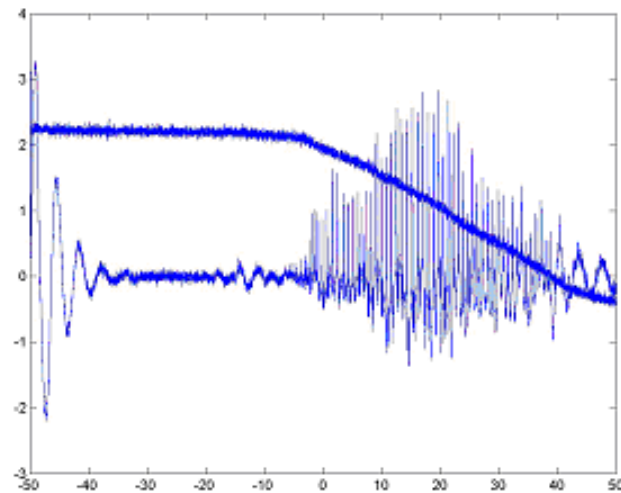


FIGURA 7. Señales de presión y ritmo cardíaco.

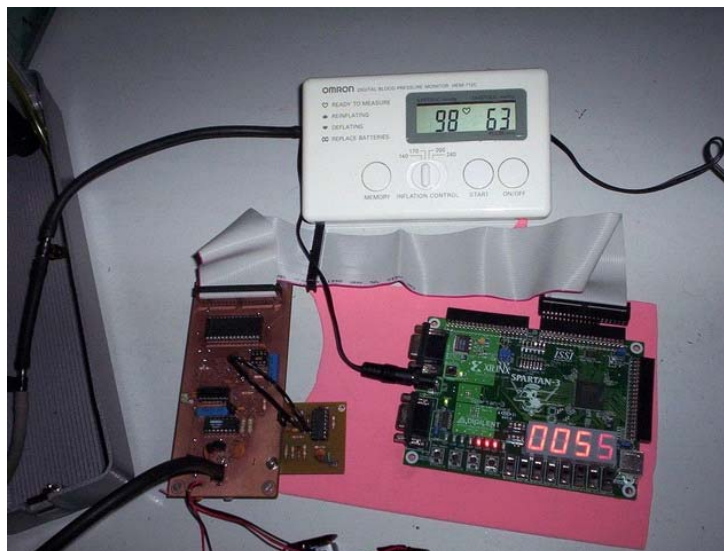


FIGURA 8. Sistema de adquisición de presión arterial. A la izquierda se puede ver la interfaz analógica, y a la derecha la placa Spartan 3 para la implementación del algoritmo.

5. Conclusiones

En este reporte se han descripto tres sistemas para la asistencia en ambientes hospitalarios. En particular se han propuesto desarrollos basados en redes de sensores, particularmente por la ventaja que presentan al permitir monitorear gran cantidad de información a bajo costo. Se han descripto tres casos concretos de desarrollos de nodos sensores electrónicos. Todos los proyectos implementados tienen como objetivo integrarse en una red de sensores inalámbrica, y fueron creados como una respuesta a las necesidades observadas en el Hospital Privado del Sur. Si bien existen numerosas soluciones comerciales [29] a los problemas particulares descriptos, ninguna de ellas está orientada a redes de sensores, lo

Tabla 2: Dispersión en medición de presión máxima

Rango de error (porc.)	Pacientes	Pacientes (porc.)
0-2	32	29.63
2-4	26	24.07
4-6	19	17.59
6-8	10	9.26
8-10	5	4.63
10-12	5	4.63
12-14	2	1.85
14-16	2	1.85
16-18	1	0.93
18-20	3	2.78
20-100	3	2.78

Tabla 3: Dispersión en medición de presión mínima

Rango de error (porc.)	Pacientes	Pacientes (porc.)
0-5	32	29.63
5-10	26	24.07
10-15	19	17.59
15-20	10	9.26
20-25	5	4.63
25-30	5	4.63
30-40	2	1.85
40-99	2	1.85
99-100	1	0.93

cual implica que toda la electrónica sea de bajo consumo y que los niveles de actividad de los sensores y de la comunicación entre ellos sean bajos. El diseño de este tipo de nodos a nivel local, a través de la introducción de tecnología de avanzada, abre la posibilidad de contar con redes de sensores hospitalarias de última generación, realizar estudios más completos y complejos, mejorar la calidad de servicio, y establecer un sistema de monitoreo y generación de alarmas y alertas.

⁽¹⁾

Referencias

- [1] H. GHARAVI, S. P. KUMAR. *Special Issue on Sensor Networks and Applications*. Proceedings of the IEEE, Aug. 2003, Vol: 91, 8.
- [2] H. GREEN. *Tech Wave 2: The Sensor Revolution*. Business Week, OnLine: <http://www.businessweek.com/magazine>, Aug. 25, 2003.

⁽¹⁾El material incluido en el reporte es responsabilidad de los autores del mismo y podría no reflejar la opinión del Instituto de Investigaciones en Ingeniería Eléctrica o del Departamento de Ingeniería Eléctrica y de Computadoras de la Universidad Nacional del Sur.

- [3] C. CHONG, S. P. KUMAR. *Sensor networks: evolution, opportunities, and challenges*. Proceedings of the IEEE, Aug. 2003, Vol. 91, No. 8, pp. 1247-1256.
- [4] D. S. ALBERTS, J. J. GARSKA, F. P. STEIN. *Network Centric Warfare: Developing and Leveraging Information Superiority*. Online: <http://www.dodccrp.org/NCW/new.html>, 1999.
- [5] D. STEERE, A. BAPTISTA, D. MCNAMEE, C. PU, J. WALPOLE. *Research challenges in environmental observation and forecasting systems*. in Proc. 6th Int. Conf. Mobile Computing and Networking (MOBICOMM), 2000, pp. 292-299.
- [6] D. ESTRIN, R. GOVINDAN, J. HEIDEMANN, S. KUMAR. *Next century challenges: Scalable coordination in sensor networks*. in Proc. Int. Conf. Mobile Computing and Networking (MOBICOM), 1999, pp. 263-270.
- [7] C. INTANAGONWIWAT, R. GOVINDAN, D. ESTRIN, J. HEIDEMANN, F. SILVA. *Directed diffusion for wireless sensor networking*. IEEE/ACM Transactions on Networking, Feb 2003, Vol: 11, 1, pp. 2-16.
- [8] J. MERVIN, T. R. F. FULFORD-JONES, P. BONATO, M. WELSH. *A Wireless, Low-Power, Motion Analysis Sensor for Stroke Patient Rehabilitation*. Abstract 143281. Biomedical Engineering Society (BMES) 2005 Annual Fall Meeting, Baltimore, MD, Sep 28-Oct 1, 2005.
- [9] V. SHNAYDER, B. CHEN, K. LORINCZ, T. R. F. FULFORD-JONES, M. WELSH. *Sensor Networks for Medical Care*. Harvard University Technical Report TR-08-05, Apr 2005.
- [10] K. LORINCZ, D. MALAN, T. R. F. FULFORD-JONES, A. NAWOJ, A. CLAVEL, V. SHNAYDER, G. MAINLAND, S. MOULTON, M. WELSH. *Sensor Networks for Emergency Response: Challenges and Opportunities*. IEEE Pervasive Computing, Special Issue on Pervasive Computing for First Response, Oct-Dec 2004, pp. 16-23.
- [11] N. HASHMI, M. PEPE, W. TOLLEFSEN, D. MYUNG, M. GAYNOR, M. WELSH, S. MOULTON. *A wireless mobile Database for Emergency Medical Services*. S. J. Barnes, E. Scornavacca (eds): Unwired Business: Cases in Mobile Business, CyberTech Publishing, Hershey, PA, p 205-219, 2006.
- [12] T. R. F. FULFORD-JONES, G. WEI, M. WELSH. *A Portable, Low-Power, Wireless Two-Lead EKG System*. in Proceedings of the 26th IEEE EMBS Annual International Conference, San Francisco, Sep 2004, pp. 2141-2144.
- [13] D. MALAN, T. R. F. FULFORD-JONES, M. WELSH, S. MOULTON. *CodeBlue: An Ad Hoc Sensor Network Infrastructure for Emergency Medical Care*. International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, Apr 2004.
- [14] D. MYUNG, B. DUNCAN, D. MALAN, M. WELSH, M. GAYNOR, S. MOULTON. *Vital Dust: Wireless sensors and a sensor network for real-time patient monitoring*. 8th Annual New England Regional Trauma Conference, Burlington, MA, Nov 20-21, 2003.
- [15] M. WELSH, D. MYUNG, M. GAYNOR, S. MOULTON. *Resuscitation Monitoring With a Wireless Sensor Network*. American Heart Association, Resuscitation Science Symposium. Journal of the American Heart Association, Oct. 28, 2003.
- [16] P. BAHL, V. N. PADMANABHAN. *RADAR: An in-building RF-based location and tracking system*. Proc. of IEEE Infocom, 2000, pp. 775-784.
- [17] UNITED STATES PATENT 5363842.
- [18] K. KANUKURTHY, U. VISWANATHAN, D. R. ANDERSEN, M.A. ARNOLD, C. CORETSOPOULOS. *Controller for a Continuous Near Infrared Glucose Sensor*. SIcon/05 Sensors for Industry Conference Houston, Texas, USA, Feb 8-10, 2005, pp 59-65.
- [19] B. L. CARTER, E. SHAW, J. T. OLESBERG, W. K. CHAN, T. C. HASENBERG, M. E. FLATTÉ. *High detectivity InGaAsSb pin infrared photodetector for blood glucose sensing*. Electronics Letters 20th Jul 2000 Vol: 36, 75 pp. 1301-1303.
- [20] K. Y. KWAN, K. V. I. S. KALER, M. P. MINTCHEV. *High-Pressure Balloon Catheter for Real-Time Pressure Monitoring in the Esophagus*. Electronics, Circuits and Systems, 2002. 9th International Conference on Volume 3, Sep 15-18, 2002, pp 1211 - 1214.

- [21] P. VALDASTRI, A. MENCIASSI, A. ARENA, C. CACCAMO, P. DARIO. *An Implantable Telemetry Platform System for In vivo Monitoring of Physiological Parameters*. IEEE Transaction on information technology in biomedicine, Sep 2004, Vol. 8, No. 3, pp. 271-278
- [22] DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. *it Risk of Electromagnetic Interference with Medical Telemetry Systems Operating in the 60-470 MHz Frequency Bands*. FDA Public Health Notification, Nov 16, 2005
- [23] K. MONTGOMERY, C. MUNDT, G. THONIER, A. TELLIER, U. UDOH, V. BARKER, R. RICKS, L. GIOVANGRANDI, P. DAVIES, Y. CAGLE, J. SWAIN, J. HINES, G. KOVACS *Lifeguard - a personal physiological monitor for extreme environments* Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. (EMBC 2004). Conference Proceedings. 26th Annual International Conference of the Volume 1, 2004, Vol.3, pp. 2192-2195. On line: <http://lifeguard.stanford.edu/>
- [24] D. SALAZAR ESCALANTE. *Eficacia de la monitorización de la presión del manguito del tubo endotraqueal para reducir el dolor traqueal después de la extubación en México*. Revista de la Asociación Mexicana de Medicina Crítica y Terapia Intensiva, Mar-Abr 2005, Vol. 19, No. 2, pp. 50-53
- [25] T.R.F. FULFORD-JONES, G. WEI, M. WELSH. *A Portable, Low-Power, Wireless Two-Lead EKG System*. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, Sept. 1-5, 2004, pp. 2141-2144
- [26] J.L. CRAYTON. *Handhelds and Hot Spots: Success Stories in Healthcare* Infohealth Sep 2005. On line: <http://www.infohealth.net>
- [27] *Zapatillas Adidas*. Online: www.adidas.com
- [28] *Página web del Hospital privado del sur*. Online: <http://www.hps.com.ar>
- [29] *Welchallyn Dispositivos para Hospitales*. Online: <http://www.welchallyn.com/medical/>
- [30] *Proyecto Movihealth*. OnLine: <http://www.mobihealth.org/>
- [31] J. CRAYTON. *Incorporating Radio Frequency Identification Technology Into the Health Care Sector* OnLine: <http://www.infohealth.net/> Oct 22, 2004
- [32] R. RUSSO, J. RAMOS, O. BATISTA, R. DEL REY. *Una implementación efectiva del método oscilométrico para la medición de la presión arterial*. Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Habana 2001, La Habana, Cuba, May 23-25, 2001 artículo 00421.
- [33] G. M. SALUM, G. G. OJEDA. *Primeros estudios con un medidor Oscilométrico de presión arterial*. Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Habana 2001, La Habana, Cuba, May 23-25, 2001, artículo 00398

Marzo 2006

F. MARTIN PIRCHIO, P. JULIAN, W. VILLALBA, F. MASSON, P. S. MANDOLES, M. DI FEDERICO, M. CIPOLLETI,
Instituto de Investigaciones en Ingeniería Eléctrica Av. Alem 1253, 8000, Bahía Blanca, Argentina