

Análisis del Procesamiento Distribuido aplicado a una Red de Sensores Biomédica

M.A. Estudillo Valderrama^{2,1}, L.M. Roa^{1,2}, L.J. Reina Tosina^{3,2}, G.A. Barbarov Rostán^{2,1}, D. Naranjo Hernández^{2,1}

¹ Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Sevilla, {mestudillo.lroa@us.es}, {gbarbarov.davidazuaga@gmail.com}

² Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN)

³ Depto. De Teoría de la Señal y las Comunicaciones, Universidad de Sevilla, jreina@us.es

Resumen

En este trabajo se analizan las ventajas principales de una metodología de procesamiento distribuido desarrollada en el contexto de las Redes de Sensores Biomédicos en comparación con otras arquitecturas de comunicaciones concentradas presentes en la literatura. Estas ventajas son resaltadas en el ámbito de un sistema de detección de caídas desarrollado por los autores. Como resultado, se muestra una reducción en el consumo energético de los dispositivos pertenecientes al sistema, así como mayores facilidades en términos de la personalización del sistema al usuario final.

1. Introducción

Los continuos avances en el campo de la Inteligencia Ambiental (AmI) aplicada a las personas mayores, con enfermedades crónicas o discapacidades persiguen la mejora de su calidad de vida mediante una comunicación más eficiente entre los distintos actores y dispositivos que facilitan la monitorización del usuario tanto hospitalaria como en su domicilio [1-3]. Estos avances están siendo principalmente favorecidos por el desarrollo de las Tecnologías de la Información y las Comunicaciones junto con dispositivos MEMS con cada vez mayor capacidad de procesado y toma de decisión, que permiten la implementación de sistemas portables y Redes inalámbricas de Sensores Biomédicos (RSB) [4]. La evolución de las RSB está íntimamente ligada con los requisitos y necesidades de los usuarios finales. El usuario demanda dispositivos ligeros, de mínimo consumo, con procesamiento de datos y generación de alarmas embebidos, y con una conexión permanente con el centro sanitario [5]. La inmunidad frente a las interferencias, la cobertura o la tasa de transmisión de datos son otras prestaciones a tener en cuenta [6].

Bluetooth y Zigbee son buenos ejemplos de los estándares inalámbricos que han emergido fruto de la fundación de alianzas estratégicas entre empresas del sector, que han establecido la topología de la arquitectura de comunicaciones RSB junto con el rol que toma cada dispositivo dentro de ella. Esta topología usualmente consiste en una estrella donde coexisten un conjunto de dispositivos sensores gestionados por uno central que sólo se preocupa de enlazar con un dispositivo más potente para el procesamiento de las bioseñales [7-9]. Muy pocos sistemas biomédicos muestran un procesamiento de las

bioseñales realmente pervasivo [10], pero otros muestran excelentes resultados en otros campos, como la seguridad de las comunicaciones [11] o la optimización del consumo [12]. Sin embargo, la continua búsqueda de una solución simple y de máxima autonomía puede llevar a plantearnos eliminar este dispositivo central en la etapa de diseño de la red RSB. Esta última cuestión es un aspecto de diseño fundamental en cualquier RSB y está siendo considerada en el desarrollo de nuevos estándares de muy bajo consumo (ULP en inglés) como Wibree [13], o en los avances en nuevas propuestas como las Comunicaciones Intracorporales [14], que emplean el cuerpo humano como canal de comunicaciones y como consecuencia evitan las interferencias caudas por la saturada banda de frecuencias ISM empleada por los estándares inalámbricos.

En este trabajo se analizan las prestaciones obtenidas mediante un diseño distribuido comparado con otros enfoques centralizados en el contexto de las RSB. Para poner de manifiesto la aplicabilidad del escenario distribuido, se analizan las ventajas obtenidas en la detección de caídas, aunque el diseño completamente transparente al ámbito de aplicación biomédico. Finalmente, se presentan resultados en términos del aumento de la autonomía del sistema.

2. Análisis Comparativo de las RSB

2.1. Escenarios

Podemos clasificar las arquitecturas de comunicaciones de las RSB en dos, como se muestra en la Figura 1:

- Escenario Concentrado: en este caso, un único sensor debe tener diferentes funcionalidades resumidas en tres pasos. Primero, debe recoger la bioseñal, después procesarla para tomar una decisión en el contexto de aplicación biomédica del sensor, y finalmente debe enviar por medio de una pasarela o por sí mismo la información al Centro Proveedor de Recursos (CPR) para su almacenamiento. Una variante de este escenario consiste en que el único sensor sólo recoja la señal, mientras que el CPR realiza el procesado y toma la correspondiente decisión.
- Escenario Distribuido: dos o más dispositivos, están embebidos en la RSB y juegan un papel activo en la decisión o detección asociada a la bioseñal recogida

por el primer sensor, que realiza un primer procesado de las señal antes de enviarla al siguiente sensor, denominado Servidor Personal (PSE), que tiene mayor capacidad de cálculo para generar realizar un procesado más profundo de la bioseñal. El último dispositivo sirve de nuevo como pasarela a la red WAN y enlaza el RSB con el CPR.

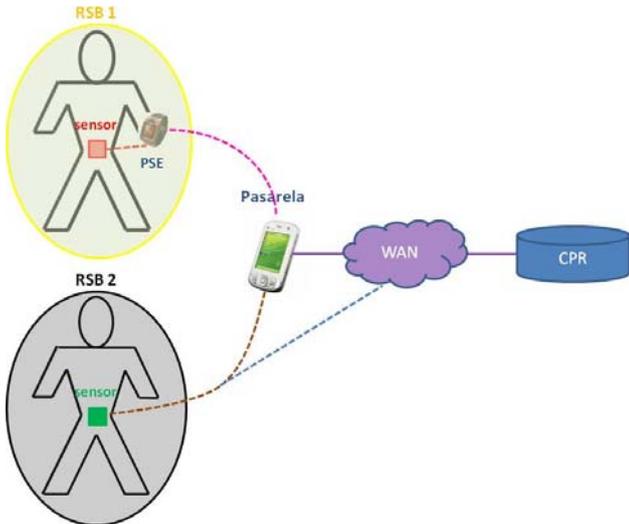


Figura 1. Diagrama de bloques de los dos Escenarios: Distribuido (RSB1) y Concentrado (RSB2).

Para analizar las prestaciones proporcionadas por el escenario RSB1, nos centraremos en el diseño de un sistema de detección de caídas desarrollado por nuestro Grupo de Investigación [15]. Este sistema realiza una detección de caídas distribuida mediante dos dispositivos: el Sensor de Acelerometría Inteligente (SAI) y el PSE. El primero registra los datos acelerométricos mediante un acelerómetro triaxial y realiza un primer preprocesado antes de comunicarse con el PSE, que toma la decisión final de la ocurrencia de una caída a través de los datos enviados por el SAI.

2.2. Prestaciones del Procesamiento Distribuido

A continuación se analizan las principales ventajas de este enfoque (RSB1 en la Figura 1) en comparación con el escenario concentrado (RSB2). Para conseguir estas ventajas, el primero define una arquitectura de procesamiento multicapa en que coexisten un conjunto de Sensores Inteligentes (SI), capaces de desarrollar las siguientes prestaciones:

- Mínimo consumo de potencia: se requiere un protocolo para la gestión óptima de los modos de operación del SI para así reducir al máximo las transmisiones de datos innecesarias y dormir al dispositivo la mayor parte del tiempo. Esto no es posible en RSB2 si el sensor no procesa los datos y tiene que enviarlos todos al CPR.
- Cálculo de eventos relacionados: el SAI detectaría una potencial caída, de ahora en adelante denominada impacto, que el PSE clasifica en tiempo real como caída o no.

- Fácil rediseño y personalización: este es un aspecto clave para la mejora de la calidad de vida del usuario y se realiza por medio de la reprogramación del software embebido en los SI por medio de un protocolo de comandos adaptable entre el SAI y el PSE.
- Diseño robusto: los dispositivos pertenecientes a las capas superiores, como el PSE, deben cuidar del buen funcionamiento de los dispositivos de capas inferiores además de ellos mismos.
- Funcionamiento multimodal: el PSE debe diseñarse para gestionar las comunicaciones inalámbricas y procesar los datos procedentes de un conjunto de sensores biomédicos heterogéneos portados por el usuario. Esta naturaleza multimodal no es considerada en el escenario RSB2, que está más orientado a un diseño único, por tanto su posible adaptación sería más difícil y cara [16].

La principal innovación de este enfoque consiste no solo en dar el rol pasivo de la adquisición y transmisión de datos a los dispositivos pertenecientes a la arquitectura, sino permitirle su participación activa en conjunto del sistema de detección de caídas. Para este fin, las señales de aceleración son analizadas distribuidamente entre el SAI y el PSE, y por tanto se requiere que los dispositivos sensores mantengan una comunicación bidireccional con los superiores en la jerarquía multicapa, tanto en los enlaces de subida (SAI-PSE) como en los de bajada (PSE-SAI).

El algoritmo distribuido comienza con el SAI, que procesa la señal acelerométrica y detecta si se ha producido un evento de impacto. En caso de que ocurra, envía una ventana temporal de tan solo 4 segundos al PSE, pero suficientemente grande como para permitirle confirmar si este impacto detectado por el SAI corresponde o no con un evento de caída. Por medio de esta pequeña ventana, el flujo de datos entre ambos dispositivos se disminuye considerablemente y como consecuencia su consumo. Esta reducción justifica por sí mismo el enfoque multicapa basado en dos dispositivos inteligentes y se detalla en el apartado de resultados.

3. Materiales

3.1. Arquitectura Hardware del Sensor Inteligente

En la Figura 2 se muestra la arquitectura hardware típica de un Sensor Inteligente. Su CPU es un microprocesador que ejecuta el software básico para el funcionamiento del dispositivo, y también procesa la información biomédica antes de enviarla al siguiente dispositivo en la RSB, en caso de que se implemente el escenario distribuido. En caso contrario, solo enviaría los datos por medio de un enlace de radio frecuencia a la WAN.

El Módulo de Comunicaciones comprende a los dispositivos que permiten al SI interactuar con su entorno. Las soluciones más adoptadas para comunicar con otros dispositivos pertenecientes a la RSB son estándares RF como Bluetooth o Zigbee, pero como

detallamos anteriormente, las comunicaciones IBC cada vez toman mayor relevancia.

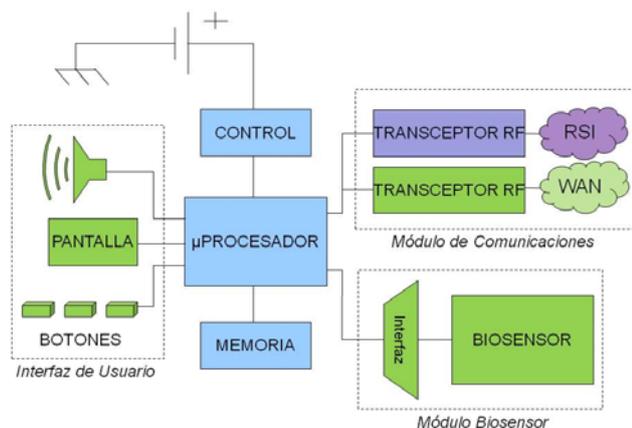


Figura 2. Arquitectura hardware del Sensor Inteligente (los módulos de color verde no aparecen en ambos escenarios).

El Módulo de Interfaz de Usuario debe mostrar una interfaz amigable y de fácil manejo, con la que el usuario puede acceder a algunas de las bioseñales más importantes que están siendo gestionadas en el SI, y también pueda escuchar los mensajes de voz grabados en la memoria o procedentes del CPR.

El Módulo de Control y Supervisión cuida de la perfecta operación del SI y alerta del posible malfuncionamiento de algún dispositivo del sistema o previene de que esto ocurra, por ejemplo en caso de bajo nivel de batería.

Finalmente, el Módulo Biosensor comprende al biosensor médico que captura la bioseñal monitorizada y a la interfaz hardware que adapta esta señal para su transmisión. Este módulo sólo aparece en caso de que el SI sea el dispositivo que capture la bioseñal.

3.2. Diseño Hardware para la detección de caídas

El algoritmo de detección de caídas demanda la presencia de un DSP para cumplir con sus requisitos en tiempo real, que consisten en un doble análisis temporal y frecuencial [15].

Si se opta por un escenario concentrado (RSB2 en Figura 1), debe incorporarse un acelerómetro triaxial al SI para capturar los datos acelerométricos que se procesan por el DSP. Además, se necesita una memoria Flash para almacenar estos datos junto con el algoritmo de detección de caídas. Por otra parte es necesario un transceptor para comunicar el resultado del procesamiento y la posible alarma de caída al CPR ya sea por medio de un enlace Bluetooth con la pasarela, o empleando un transceptor WAN como GSM (línea azul discontinua en la Figura 1) para comunicar directamente con el CPR. Finalmente debe proveerse una interfaz de usuario en caso de que el usuario final o un operario técnico desee interactuar con el dispositivo.

Por otra parte, si se elige el escenario distribuido para el sistema de detección de caídas, necesitamos el concurso de dos dispositivos: SAI y PSE. El primero realiza una detección de impacto y en caso de que ocurra envía una ventana de 4 segundos al segundo, PSE, que determina si

ha ocurrido una caída correspondiente a ese impacto. El hardware del SAI consiste básicamente en un PIC para tareas de CPU, una memoria y un transceptor Zigbee para comunicarse con el PSE. Por su parte, el PSE debe tener un DSP, una memoria Flash, y dos transceptores inalámbricos para la conexión Zigbee con el PSE y Bluetooth con la pasarela.

4. Resultados

Aunque pueden destacarse varias mejoras que pueden conseguirse con el enfoque distribuido, los aspectos más sencillos de evaluar son los relativos al consumo de potencia de los dispositivos. Por esta razón la sección de Resultados se centra en este aspecto de diseño sin minusvalorar otros.

Se han definido tres modos de operación para la estimación del consumo del SI a partir de la carga de trabajo de la CPU del DSP y de sus periféricos activos: Operación Normal, donde todos los módulos del SI están operativos y la carga de la CPU es del 60%; Modo de Configuración, donde el único módulo activo es la Interfaz de Usuario y la carga de la CPU decrece al 35% al no procesar ningún dato acelerométrico; y Modo de Bajo Consumo, donde el reloj de la CPU se reduce a 9.375MHz y su carga al 25%.

El consumo energético de ambos escenarios ha sido comparado en términos de la autonomía de una única batería de 1000mAh incorporada al SI en cada uno de ellos. El cálculo de la autonomía ha sido implementado en Matlab.

En el escenario distribuido, la CPU del DSP debe estar activa 40 veces al segundo para adquirir datos acelerométricos con una tasa de muestreo de 40Hz. En este caso, el tiempo transcurrido durante el proceso de adquisición junto con el algoritmo de detección de impactos ha sido de 34.43ms en un segundo. Esta cantidad de tiempo es la mayor desventaja en comparación con el escenario concentrado.

En el escenario concentrado, el DSP del PSE puede permanecer en modo de Bajo Consumo todo el tiempo salvo durante las decenas de microsegundos que tarda en procesar los datos provenientes del SAI en caso de que este detecte un impacto. Por otra parte, el PIC del SAI solo se despierta por las interrupciones generadas por el acelerómetro en los instantes de muestreo. Además, el consumo del SAI se reduce significativamente al no necesitar el módulo de Interfaz de Usuario, y su autonomía se estima en un mes.

Los resultados obtenidos en Matlab muestran una autonomía de 11 horas para el PSE, que supone un significativo incremento (32%) en comparación con el SI empleado en el escenario concentrado. Este incremento es mucho mayor (275%) si se contempla el escenario concentrado más desfavorable, en el que el sensor se limita a recoger la señal acelerométrica, no la procesa, y la envía por completo al CPR para una posterior detección.

5. Conclusiones

En este estudio se muestran las principales ventajas de un escenario distribuido frente a otras arquitecturas de comunicaciones concentradas empleadas en el dominio de las RSB. La principal ventaja es la mayor autonomía del sistema, que se está relacionada con el tiempo de operación del Módulo Sensor, y es todavía más evidente si necesitamos muestrear los datos a mayor frecuencia, como se requiere en otras señales biomédicas, como el ECG [17].

Otras desventajas del escenario concentrado son que el SI debe distinguir caídas de entre eventos de impacto en todos los contextos, por ejemplo cuando el usuario está tomando un baño, lo que limita severamente su diseño. Además, debe tener una interfaz de usuario en caso de que el usuario quiera confirmar o cancelar una alarma, lo cual sería difícil si el dispositivo está colocado en la espalda, como recomiendan la mayoría de los autores [18], [19]. Finalmente, el único sensor tendría que comunicarse con otro que hiciera de pasarela hacia el CPR. En caso contrario tendría que proporcionar acceso WAN, lo que limitaría en gran medida su tamaño y autonomía. La pasarela no aprovecharía sus recursos de cálculo para participar en el proceso de detección de caídas y reducir el consumo del sistema global.

Los significativos resultados en términos de consumo de potencia obtenidos por el escenario distribuido justifican su elección en la etapa de implementación de la RSB y nos invita a investigar en otros aspectos de diseño.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN, Fondo de Investigaciones Sanitarias, Instituto de Salud Carlos III) y por la Dirección General de Investigación, Tecnología y Empresa, Gobierno de Andalucía adscrito a los proyectos EXC/2005/TIC-314 y P08-TIC-04069.

Referencias

- [1] J. Abascal, Ambient Intelligence for People with Disabilities and Elderly People. *Proceedings of the ACM/SIGCHI Ambient Intelligence for Scientific Discovery Workshop*, 2004.
- [2] F.J. Sainz-Salces, M. Baskett, et al. Ambient Interfaces for Elderly People at Home. *Ambient Intelligence in Everyday Life*, 2006, 256-284.
- [3] N. Sánchez-Pi, J. Manuel-Molina. A Smart Solution for Elders in Ambient Assisted Living. *Bioinspired Applications in Artificial and Natural Computation*, 2009, pp. 95-103.
- [4] G. Tröster. The agenda of wearable healthcare. *Yearbook of Medical Informatics, Int. Medical Association*, 2005, pp. 125-138.
- [5] A. Lymberis. Wearable health systems and applications: the contribution of information and communication Technologies. *Proc. 27th IEEE-EMBSE Ann. Int. Conf.*, 2005, pp. 4149-4152.

- [6] M. Dohler. Wireless Sensor Networks: The Biggest Cross-Community Design Exercise To-Date. *Recent Patents on Computer Science*, 2008, pp. 9-25.
- [7] W. Soon, I. Pek, et al. Ambulatory Monitoring of Human Posture and Walking Speed using Wearable Accelerometer Sensors. *30th Annual International IEEE EMBS*, pp. 5184-5187, 2008.
- [8] A. Astaras, M. Arvanitidou, et al. An Integrated biomedical system for sleep monitoring employing a portable body area network of sensors (SENSATION). *30th Annual International IEEE EMBS*, 2008, pp. 5254-5257.
- [9] A. Dinh, D. Teng, et al. Data acquisition system using six degree-of-freedom inertia sensor and zigbee wireless link for fall detection and prevention. *30th Annual International IEEE EMBS*, 2008, pp. 2353-2356.
- [10] W.-Y. Chung, S.-C. Lee, S.-H. Toh. WSN based Mobile u-Helathcare System with ECG, Blood Pressure Measurement Function. *30th Annual International IEEE EMBS*, 2008, pp. 1533-1536.
- [11] O. Garcia Morchon, H. Baldus. Efficient Distributed Security for Wireless Medical Sensor Networks. *International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing*, 2008, pp. 249-254.
- [12] H.C. Kwon, D. Na, et al. An Energy-Efficient Communication Method Based on the Relationships between Biological Signals for Ubiquitous Health Monitoring. *30th Annual International IEEE EMBS*, 2008, pp. 1541-1544.
- [13] <http://www.wibree.com/> (Consultado: Julio 2009).
- [14] H.-J. Yoo, N. Cho. Body Channel Communication for Low Energy BSN/BAN. *IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems*, 2008, pp. 7-11.
- [15] M.A. Estudillo-Valderrama, L. Roa, J. Reina-Tosina and D. Naranjo-Hernández. A Proposal of a Fall Detection Algorithm for a Multidevice Personal Intelligent Platform. *8th IEEE International Conference on Bioinformatics and BioEngineering*, 2008, pp. 1-4.
- [16] L. Roa, J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo. Virtual Center for the Elderly: Lessons Learned. *Distributed Computing, Artificial Intelligence, Bioinformatics, Soft Computing, and Ambient Assisted Living*, 2009, pp. 722-726.
- [17] M. Paksuniemi, H. Sorvoja, et al. Wireless sensor and data transmission needs and technologies for patient monitoring in the operating room and intensive care unit. *Proc. 27th IEEE EMBS Annual International Conference*, 2005, pp. 5182-5185.
- [18] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, M. Mathie, N. H. Lovell, and B. G. Celler. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 2006, pp. 156-167.
- [19] C. V. C. Bouten, M. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1997, pp. 136-147.